

Année : 2007

N°: 59

**Architecture osseuse et stabilité implantaire :  
Analyse préclinique**

Thèse pour le diplôme d'état de  
DOCTEUR en CHIRURGIE DENTAIRE

*Présentée et soutenue publiquement par*

**Julie Rozé**

Née le 12 janvier 1983, à Saint-Pierre de la Réunion

*le 11 décembre devant le jury ci-dessous :*

*Président*      Monsieur le Professeur Olivier LABOUX

*Assesseur*      Monsieur le Docteur Pierre LAYROLLE

*Directeurs de thèse*      Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT

Monsieur le Docteur Afchine SAFFARZADEH

# SOMMAIRE

|                                                                                                 |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| INTRODUCTION.....                                                                               | 6  |
| 1 Architecture osseuse, physiologie, caractéristiques biomécaniques et techniques d'évaluation7 |    |
| 1.1 Architecture et organisation du tissu osseux .....                                          | 8  |
| 1.1.1 Organisation supracellulaire du tissu osseux .....                                        | 8  |
| 1.1.1.1 Os compact et os trabéculaire.....                                                      | 8  |
| 1.1.1.1.1 L' os trabéculaire.....                                                               | 9  |
| 1.1.1.1.2 L'os compact ou os cortical .....                                                     | 9  |
| 1.1.1.2 Os lamellaire et os réticulaire.....                                                    | 10 |
| 1.1.2 Organisation élémentaire du tissu osseux .....                                            | 11 |
| 1.1.2.1 Les cellules .....                                                                      | 11 |
| 1.1.2.1.1 Les cellules ostéorésorbantes ou ostéoclastes .....                                   | 11 |
| 1.1.2.1.2 Les cellules ostéoformatrices .....                                                   | 12 |
| 1.1.2.1.2.1 Les cellules bordantes .....                                                        | 12 |
| 1.1.2.1.2.2 Les ostéoblastes actifs .....                                                       | 13 |
| 1.1.2.1.2.3 Les ostéocytes .....                                                                | 13 |
| 1.1.2.2 La matrice extra-cellulaire (MEC) .....                                                 | 14 |
| 1.2 Physiologie et physiopathologie.....                                                        | 14 |
| 1.2.1 Le remodelage osseux .....                                                                | 14 |
| 1.2.1.1 Phase d'activation .....                                                                | 15 |
| 1.2.1.2 Phase de résorption.....                                                                | 15 |
| 1.2.1.3 Phase d'inversion .....                                                                 | 15 |
| 1.2.1.4 Phase de reconstruction (ostéoformation) .....                                          | 15 |
| 1.2.2 Réponse osseuse.....                                                                      | 17 |
| 1.2.2.1 Au traumatisme chirurgical.....                                                         | 17 |
| 1.2.2.2 A la chirurgie implantaire.....                                                         | 18 |
| 1.2.2.2.1 Conditions pour la réparation osseuse dans le site de l'implant.....                  | 20 |
| 1.2.2.2.2 Réponse de l'os aux implants en titane .....                                          | 20 |
| 1.3 Les caractéristiques mécaniques .....                                                       | 21 |
| 1.3.1 Définitions.....                                                                          | 21 |
| 1.3.2 Caractéristiques mécaniques de l'os .....                                                 | 22 |
| 1.3.2.1 Résistance en traction.....                                                             | 22 |
| 1.3.2.1.1 Module d'élasticité (module de Young).....                                            | 22 |
| 1.3.2.1.2 Contrainte de rupture.....                                                            | 22 |
| 1.3.2.2 Résistance en compression.....                                                          | 23 |
| 1.3.2.3 Résistance au cisaillement.....                                                         | 23 |
| 1.3.2.4 Résistance en flexion.....                                                              | 23 |
| 1.3.2.5 Résistance en torsion .....                                                             | 23 |
| 1.3.3 Anisotropie .....                                                                         | 23 |
| 1.3.4 Viscoélasticité .....                                                                     | 23 |
| 1.3.5 Autres propriétés .....                                                                   | 24 |
| 1.4 Evaluation de la quantité et de la qualité osseuse .....                                    | 24 |
| 1.4.1 Quantité et qualité osseuse .....                                                         | 24 |
| 1.4.1.1 Quantité osseuse.....                                                                   | 24 |
| 1.4.1.2 Qualité osseuse.....                                                                    | 26 |

|           |                                                                                                                               |    |
|-----------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1.4.1.2.1 | Evaluation de la densité osseuse .....                                                                                        | 26 |
| 1.4.1.2.2 | Evaluation du potentiel de cicatrisation .....                                                                                | 27 |
| 1.4.2     | Techniques d'évaluation .....                                                                                                 | 28 |
| 1.4.2.1   | Panoramique dentaire .....                                                                                                    | 28 |
| 1.4.2.2   | Bilan rétro-alvéolaire .....                                                                                                  | 29 |
| 1.4.2.3   | La tomodensitométrie ou scanner à rayons X .....                                                                              | 30 |
| 1.4.2.4   | Scanora® .....                                                                                                                | 34 |
| 1.4.2.5   | La tomographie volumique par faisceau conique ou « cone beam » .....                                                          | 35 |
| 1.4.2.6   | Le microscanner ou microtomographie à rayons X .....                                                                          | 36 |
| 2         | Stabilité implantaire primaire et moyens d'évaluation .....                                                                   | 38 |
| 2.1       | Définitions .....                                                                                                             | 39 |
| 2.2       | Intérêt clinique .....                                                                                                        | 39 |
| 2.2.1     | La stabilité implantaire, clé du succès clinique .....                                                                        | 39 |
| 2.2.2     | Définir le moment de la mise en charge .....                                                                                  | 40 |
| 2.3       | Moyens d'évaluation de la stabilité primaire .....                                                                            | 40 |
| 2.3.1     | La RFA ou analyse par fréquence de résonance .....                                                                            | 40 |
| 2.3.1.1   | Principe .....                                                                                                                | 40 |
| 2.3.1.2   | L'ISQ ou quotient de stabilité implantaire .....                                                                              | 43 |
| 2.3.1.3   | L'ISQ, indice de mesure de la stabilité .....                                                                                 | 43 |
| 2.3.1.4   | Valeur diagnostique, valeur pronostique .....                                                                                 | 44 |
| 2.3.1.5   | Conclusions sur RFA .....                                                                                                     | 45 |
| 2.3.2     | Autres moyens d'évaluation .....                                                                                              | 45 |
| 2.3.2.1   | La percussion manuelle .....                                                                                                  | 45 |
| 2.3.2.2   | Le Periotest® .....                                                                                                           | 46 |
| 2.3.2.3   | Mesure du torque d'insertion .....                                                                                            | 47 |
| 2.3.3     | Corrélations entre les différents systèmes de mesure non-invasifs .....                                                       | 48 |
| 2.4       | Facteurs influençant la stabilité primaire .....                                                                              | 49 |
| 2.4.1     | Facteurs liés à la technique chirurgicale .....                                                                               | 49 |
| 2.4.1.1   | Contrôle de la température .....                                                                                              | 49 |
| 2.4.1.2   | Forces d'insertion de l'implant .....                                                                                         | 50 |
| 2.4.2     | Facteurs liés à l'implant .....                                                                                               | 50 |
| 2.4.2.1   | Longueur et diamètre .....                                                                                                    | 50 |
| 2.4.2.2   | Forme de l'implant .....                                                                                                      | 51 |
| 2.4.2.3   | Influence du filetage .....                                                                                                   | 52 |
| 2.4.3     | Facteurs liés aux conditions osseuses locales .....                                                                           | 52 |
| 2.4.3.1   | Localisation du site implantaire .....                                                                                        | 52 |
| 2.4.3.1.1 | Secteur maxillaire et secteur mandibulaire .....                                                                              | 52 |
| 2.4.3.1.2 | Secteur antérieur et secteur postérieur .....                                                                                 | 53 |
| 2.4.3.2   | Qualité osseuse .....                                                                                                         | 53 |
| 2.4.3.2.1 | Classification Lekholm et Zarb .....                                                                                          | 53 |
| 2.4.3.2.2 | Densité osseuse analysée par Scanner (unité Hounsfield) .....                                                                 | 54 |
| 3         | Etude <i>ex vivo</i> de la stabilité primaire implantaire au travers des paramètres osseux et du système Osstell®mentor ..... | 55 |
| 3.1       | Introduction .....                                                                                                            | 56 |
| 3.2       | Matériel et méthodes .....                                                                                                    | 56 |
| 3.2.1     | Choix des sujets .....                                                                                                        | 56 |
| 3.2.2     | Détermination des sites implantaires à l'aide du scanner .....                                                                | 56 |
| 3.2.3     | Chirurgie implantaire .....                                                                                                   | 58 |
| 3.2.4     | Mesures RFA .....                                                                                                             | 60 |

|             |                                                                                                            |    |
|-------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 3.2.5       | Préparation des échantillons .....                                                                         | 60 |
| 3.2.6       | Analyse au Microscanner .....                                                                              | 62 |
| 3.2.6.1     | Paramètres d'acquisition .....                                                                             | 62 |
| 3.2.6.2     | Reconstruction par N-RECON .....                                                                           | 62 |
| 3.2.6.3     | Analyse par CT-An .....                                                                                    | 63 |
| 3.2.6.4     | Paramètres histomorphométriques de l'os trabéculaire .....                                                 | 64 |
| 3.2.6.4.1   | La fraction volumique d'os (BV/TV).....                                                                    | 64 |
| 3.2.6.4.2   | Le nombre (Tb.N) et l'épaisseur (Tb.Th) des trabécules .....                                               | 65 |
| 3.2.6.4.2.1 | Epaisseur des trabécules: Tb.Th pour « Trabecular Thickness » ....                                         | 65 |
| 3.2.6.4.2.2 | Nombre de trabécules : Tb.N pour « Trabecular Number ».....                                                | 65 |
| 3.2.6.4.3   | Le facteur de répartition trabéculaire (Tb.Pf).....                                                        | 66 |
| 3.2.6.4.4   | L'épaisseur de la corticale.....                                                                           | 68 |
| 3.2.7       | Analyse au scanner .....                                                                                   | 68 |
| 3.2.7.1     | Repérage des coupes scanner .....                                                                          | 68 |
| 3.2.7.2     | Mesure de l'épaisseur de la corticale .....                                                                | 68 |
| 3.2.8       | Traitement des données : analyse statistique.....                                                          | 69 |
| 3.3         | Résultats .....                                                                                            | 70 |
| 3.3.1       | Description et répartition des sites implantaire.....                                                      | 70 |
| 3.3.2       | Description des résultats RFA .....                                                                        | 71 |
| 3.3.2.1     | Comparaison des valeurs RFA initiales palatines/linguales et des valeurs RFA initiales vestibulaires. .... | 72 |
| 3.3.2.2     | Comparaison RFA après implantation pal/ling et RFA après implantation vestibulaires.....                   | 73 |
| 3.3.2.3     | Comparaison des valeurs RFA initiales et des valeurs RFA après implantation.....                           | 74 |
| 3.3.2.4     | Comparaison des valeurs RFA entre les sujets .....                                                         | 74 |
| 3.3.2.4.1   | RFA initiales .....                                                                                        | 74 |
| 3.3.2.4.2   | RFA après implantation .....                                                                               | 75 |
| 3.3.2.5     | Comparaison des valeurs RFA entre les sites maxillaires et les sites mandibulaires .....                   | 75 |
| 3.3.2.5.1   | RFA initiales .....                                                                                        | 75 |
| 3.3.2.5.2   | RFA après implantation .....                                                                               | 75 |
| 3.3.2.6     | Comparaison des valeurs RFA entre les sites antérieurs et postérieurs .....                                | 76 |
| 3.3.2.6.1   | RFA initiales .....                                                                                        | 76 |
| 3.3.2.6.2   | RFA après implantation .....                                                                               | 76 |
| 3.3.2.7     | Comparaison RFA après implantation entre les types d'implants .....                                        | 76 |
| 3.3.3       | Description des paramètres osseux .....                                                                    | 77 |
| 3.3.3.1     | La fraction volumique d'os (BV/TV).....                                                                    | 77 |
| 3.3.3.1.1   | Entre les sujets.....                                                                                      | 77 |
| 3.3.3.1.2   | Entre les sites implantaire maxillaires et mandibulaires.....                                              | 77 |
| 3.3.3.1.3   | Entre les secteurs antérieurs (incisivo-canins) et les secteurs postérieurs (prémolo-molaires).....        | 77 |
| 3.3.3.2     | Le facteur de répartition trabéculaire (Tb.Pf).....                                                        | 78 |
| 3.3.3.2.1   | Entre les sujets.....                                                                                      | 78 |
| 3.3.3.2.2   | Entre les sites maxillaires et les sites mandibulaires.....                                                | 78 |
| 3.3.3.2.3   | Entre les secteurs antérieurs (incisivo-canins) et les secteurs postérieurs (prémolo-molaires).....        | 78 |
| 3.3.3.3     | Le nombre de trabécules (TrNb) .....                                                                       | 78 |
| 3.3.3.3.1   | Entre les sujets.....                                                                                      | 78 |
| 3.3.3.3.2   | Entre les sites maxillaires et les sites mandibulaires.....                                                | 79 |

|             |                                                                                                     |     |
|-------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 3.3.3.3.3   | Entre les secteurs antérieurs (incisivo-canins) et les secteurs postérieurs (prémolo-molaires)..... | 79  |
| 3.3.3.4     | L'épaisseur des trabécules (TrTh).....                                                              | 79  |
| 3.3.3.4.1   | Entre les sujets.....                                                                               | 79  |
| 3.3.3.4.2   | Entre les sites maxillaires et les sites mandibulaires.....                                         | 80  |
| 3.3.3.4.3   | Entre les secteurs antérieurs (incisivo-canins) et les secteurs postérieurs (prémolo-molaires)..... | 80  |
| 3.3.3.5     | Epaisseur de la corticale.....                                                                      | 80  |
| 3.3.3.5.1   | Entre les sujets.....                                                                               | 80  |
| 3.3.3.5.2   | Entre les sites maxillaires et mandibulaires .....                                                  | 80  |
| 3.3.3.5.3   | Entre les secteurs antérieurs (incisivo-canins) et postérieurs (prémolo-molaires) 81                |     |
| 3.3.3.5.3.1 | Entre les corticales vestibulaires, palatines et linguales.....                                     | 81  |
| 3.3.4       | Etude des corrélations entre les valeurs RFA et les paramètres osseux.....                          | 82  |
| 3.3.4.1     | Corrélation entre les valeurs RFA et le BV/TV .....                                                 | 82  |
| 3.3.4.1.1   | Corrélation RFA initial et BV/TV.....                                                               | 82  |
| 3.3.4.1.2   | Corrélation RFA après implantation et BV/TV .....                                                   | 82  |
| 3.3.4.2     | Corrélation entre les valeurs RFA et le Tb.Pf.....                                                  | 82  |
| 3.3.4.2.1   | Corrélation RFA initial et Tb.Pf.....                                                               | 82  |
| 3.3.4.2.2   | Corrélation RFA après implantation et Tb.Pf .....                                                   | 82  |
| 3.3.4.3     | Corrélation entre les valeurs RFA et le TrNb .....                                                  | 83  |
| 3.3.4.3.1   | Corrélation RFA initial et TrNb .....                                                               | 83  |
| 3.3.4.3.2   | Corrélation RFA après implantation et TrNb.....                                                     | 83  |
| 3.3.4.4     | Corrélation entre les valeurs RFA et le TrTh.....                                                   | 83  |
| 3.3.4.4.1   | Corrélation RFA initial et TrTh .....                                                               | 83  |
| 3.3.4.4.2   | Corrélation RFA après implantation et TrTh.....                                                     | 83  |
| 3.3.4.5     | Corrélation entre les valeurs RFA et l'épaisseur de la corticale .....                              | 83  |
| 3.3.4.5.1   | Corrélation RFA initial et épaisseur de la corticale .....                                          | 83  |
| 3.3.4.5.2   | Corrélation RFA après implantation et épaisseur de la corticale .....                               | 84  |
| 3.3.5       | Etude des corrélations entre les mesures scanner et microscanner .....                              | 84  |
| 3.3.5.1     | Mesure de l'épaisseur de la corticale .....                                                         | 84  |
| 3.4         | Discussion .....                                                                                    | 86  |
| 3.4.1       | Le système Osstell®mentor .....                                                                     | 86  |
| 3.4.1.1     | Points forts.....                                                                                   | 86  |
| 3.4.1.2     | Points faibles .....                                                                                | 86  |
| 3.4.2       | Les valeurs RFA.....                                                                                | 87  |
| 3.4.2.1     | Augmentation des valeurs après l'implantation .....                                                 | 87  |
| 3.4.2.2     | Influence du design implantaire .....                                                               | 88  |
| 3.4.2.3     | Influence des conditions osseuses .....                                                             | 88  |
| 3.4.3       | Les paramètres osseux.....                                                                          | 89  |
| 3.4.4       | Corrélations RFA/ histomorphométrie (microscanner).....                                             | 90  |
| 3.4.5       | Corrélations Scanner / Microscanner : mesure de l'épaisseur de la corticale ..                      | 92  |
| 3.5         | conclusion de l'étude.....                                                                          | 92  |
|             | CONCLUSION .....                                                                                    | 93  |
|             | BIBLIOGRAPHIE .....                                                                                 | 94  |
|             | Table des illustrations.....                                                                        | 103 |

# INTRODUCTION

L'architecture osseuse et la stabilité primaire implantaire sont deux notions essentielles en implantologie.

L'évaluation des conditions osseuses est une étape primordiale du bilan pré-implantaire. En effet, l'os a une large influence sur le traitement implantaire. Quelles méthodes sont à la disposition du praticien pour apprécier le site osseux pré-chirurgicalement? Quels renseignements lui fournissent-elles et à quelle précision ?

Un deuxième élément important en implantologie, et qui lui est lié, est la notion de stabilité, et plus particulièrement la stabilité primaire. La qualité de la stabilité primaire a une influence sur le temps de cicatrisation avant la mise en charge. Une stabilité primaire importante est ainsi une condition indispensable, mais non suffisante, à la mise en charge immédiate de l'implant. Ce concept de mise en charge immédiate est devenu un des sujets les plus intéressants en recherche clinique puisqu'il résulte dans l'augmentation de l'acceptation du traitement implantaire par le patient, en réduisant le temps de traitement (70). Mais, comment évaluer la stabilité le jour de la chirurgie implantaire ? Par quels facteurs est-elle influencée ?

Dans une première partie, nous rappellerons quelques notions d'histologie et de physiologie du tissu osseux. Puis, ses caractéristiques mécaniques seront exposées. Enfin, nous étudierons les différentes méthodes d'évaluation radiographique de l'os, en détaillant ce que chacune d'elles peut apporter au praticien.

La deuxième partie sera consacrée à la stabilité implantaire primaire. Elle sera définie, son intérêt clinique et les facteurs dont elle dépend seront présentés et nous passerons également en revue les différentes méthodes utilisées pour la déterminer.

Enfin, le dernier temps relatera l'étude que nous avons menée sur la stabilité primaire, au travers des paramètres osseux et de l'analyse par fréquence de résonance, à l'aide du système Osstell®mentor. En confrontant les résultats établis par le scanner, le microscanner et le système Osstell®mentor, nous avons cherché à mettre en évidence une éventuelle corrélation. Cette étude se propose ainsi d'évaluer la capacité du système Osstell®mentor à analyser le site osseux péri-implantaire.

# **1 Architecture osseuse, physiologie, caractéristiques biomécaniques et techniques d'évaluation**

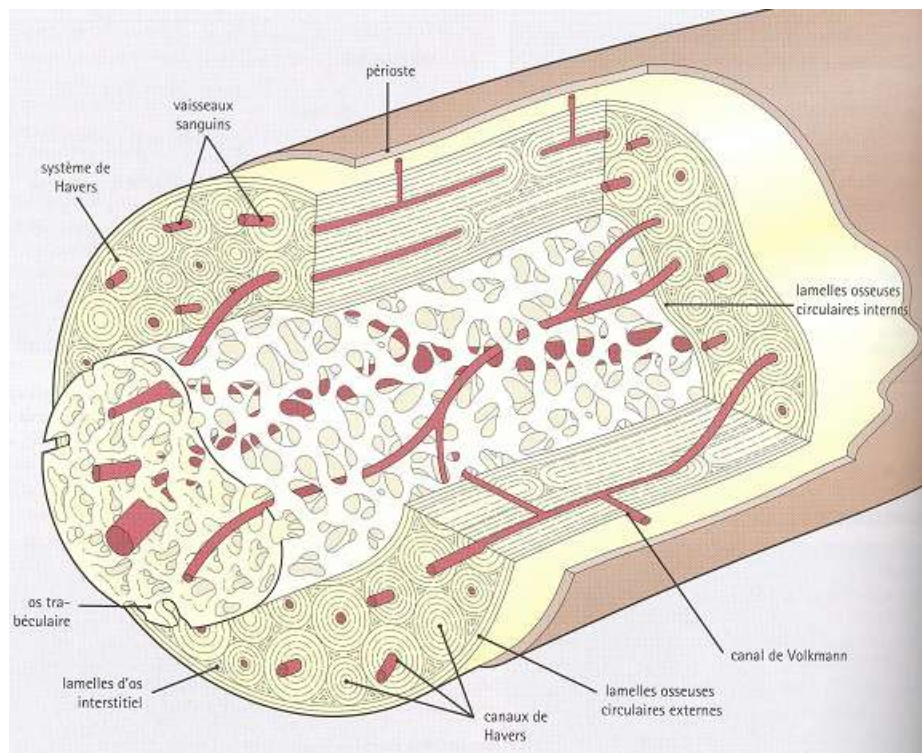
## 1.1 Architecture et organisation du tissu osseux

Le tissu osseux est organisé différemment selon sa localisation. Cette organisation tissulaire répond à des contraintes mécaniques différentes. Toutefois, tous les os sont formés par du tissu osseux dont l'organisation élémentaire est similaire.

### 1.1.1 Organisation supracellulaire du tissu osseux

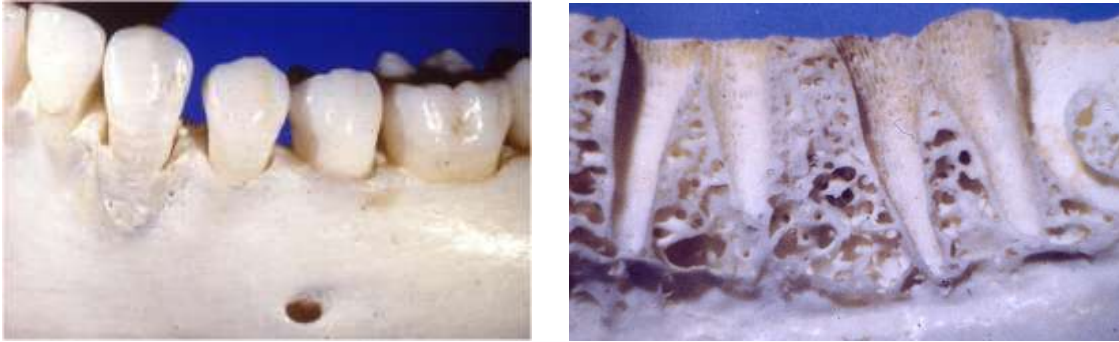
#### 1.1.1.1 Os compact et os trabéculaire

Les os sont constitués d'une zone externe corticale compacte et d'une zone interne trabéculaire. L'os cortical forme une coquille externe qui résiste aux déformations alors que l'os interne forme un réseau trabéculaire, très solide (*figures 1 et 2*). Le système de travées est organisé de façon à opposer une résistance maximale aux contraintes mécaniques imposées à l'os (76).



**Figure 1 : Représentation schématique de la diaphyse d'un os long, montrant l'os cortical externe et l'os trabéculaire interne**  
*D'après Stevens A. et Lowe J. (2006) (76)*





**Figure 2 : Aspect de l'os compact (corticale vestibulaire) et de l'os trabéculaire, sur crâne sec humain. Document Dr Soueidan**

#### ***1.1.1.1 L'os trabéculaire***

L'os trabéculaire représente 10% du squelette chez l'adulte. En moyenne, la matrice osseuse représente 20% du volume de ce tissu.

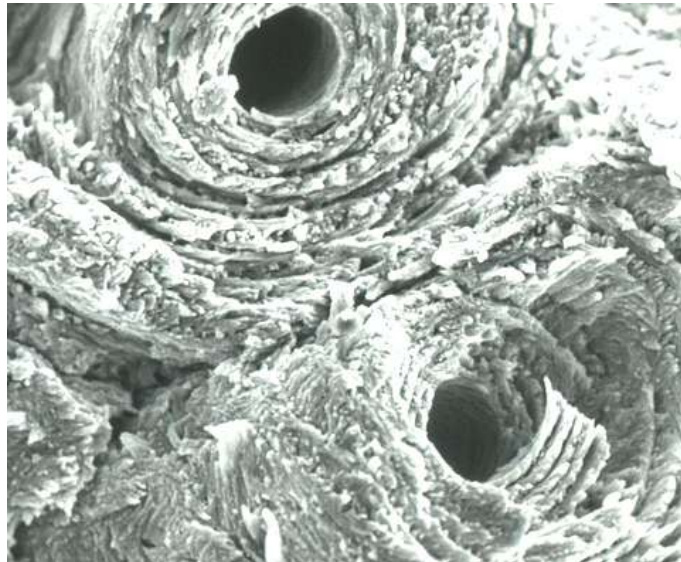
Les travées osseuses déterminent des cavités contenant les cellules de la moelle osseuse. La direction des travées est expliquée par la répartition des forces mécaniques qui s'exercent sur elles (67). Elles présentent une direction différente dans l'os alvéolaire et dans l'os basal (37) :

- dans l'os alvéolaire, l'orientation des travées répond aux stimuli exercés par les forces occlusales transmises par l'organe dentaire.
- dans l'os basal, leur disposition est fonction des forces auxquelles elles sont soumises par les muscles masticateurs à leur point d'insertion.

#### ***1.1.1.2 L'os compact ou os cortical***

L'os compact représente 90% du tissu osseux de l'organisme. Dans le tissu osseux compact, la matrice osseuse occupe 95% du volume tissulaire (67).

L'unité élémentaire du tissu osseux compact est constitué par un ostéon (ou système de Havers). Les fibres de collagène y sont orientées formant des structures en lamelles, centrées par un canal (canal de Havers) qui contient un vaisseau sanguin central (*figure 3*). Des canaux transversaux (canaux de Volkmann) relient les canaux de Havers au périoste et permettent le cheminement des vaisseaux sanguins (76).



**Figure 3 : Aspect en MEB de deux systèmes haversiens. On peut observer les lamelles concentriques autour des canaux de Havers. Grossissement original x1000.**

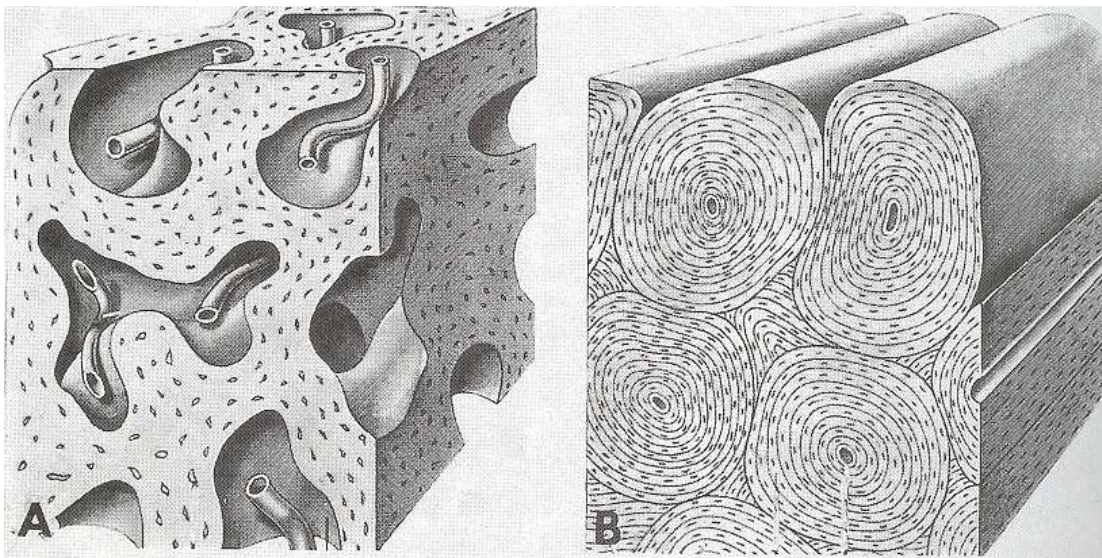
*Document Dr Soueidan*

#### **1.1.1.2 Os lamellaire et os réticulaire**

On distingue 2 types d'os en fonction de l'organisation du collagène (*figure 4*):

-l'os réticulaire (ou immature) est constitué de fibres de collagène disposées en tous sens, il est mécaniquement fragile.

-l'os lamellaire (ou mature) est constitué de fibres de collagène parallèles, formant des feuillets ou lamelles, il est mécaniquement solide (76).



**Figure 4 : Représentation tridimensionnelle des différences entre l'os réticulaire (A) et l'os lamellaire (B).**

*D'après Fawcett D et Jensh R. (2002) (29)*

L'os réticulaire (immature) se rencontre chez le fœtus, dans les premières ébauches osseuses, ainsi qu'au cours de la croissance alors que les contraintes mécaniques sont faibles et peu directionnelles. On ne l'observe plus au delà de l'âge de 14-16 ans. Il est remanié au cours de la croissance et remplacé par l'os lamellaire, plus structuré (37).

Chez l'adulte, le tissu osseux a toujours une structure lamellaire (67), mais l'os réticulaire peut réapparaître au cours de processus de réparation lors de fracture (formation du cal) et dans certaines pathologies (maladie de Paget, par exemple) (37).

### **1.1.2 Organisation élémentaire du tissu osseux**

Comme tous les tissus conjonctifs, le tissu osseux contient des cellules et une matrice extra-cellulaire (MEC).

#### **1.1.2.1 Les cellules**

(7,10, 67)

On peut distinguer dans le tissu osseux deux types cellulaires qui diffèrent par leur origine et par leur fonction :

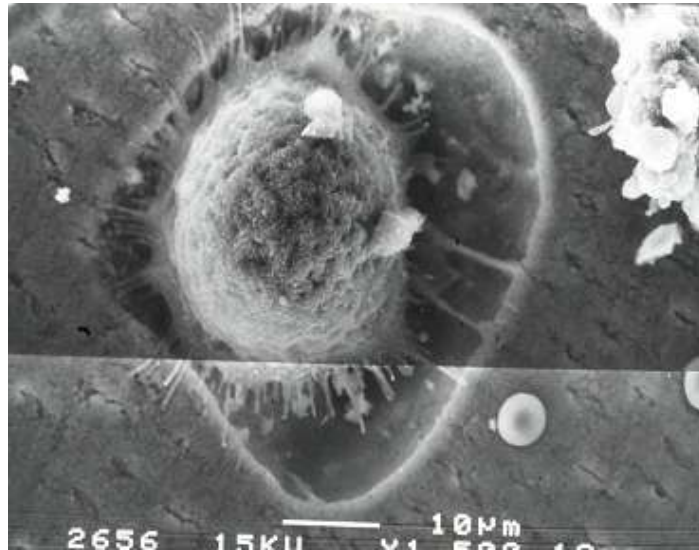
##### ***1.1.2.1.1 Les cellules ostéorésorbantes ou ostéoclastes***

Les ostéoclastes sont des cellules d'origine hématopoïétique. Les précurseurs des ostéoclastes appartiennent aux lignées myéloïdes, et dérivent des promonocytes. Ces précurseurs peuvent se différencier en monocytes/macrophages, en cellules dendritiques ou en ostéoclastes en fonction des facteurs présents dans leur environnement.

Les ostéoclastes sont des cellules de grande taille (50-100  $\mu\text{m}$ ), multinuclées. Ces cellules sont riches en mitochondries et ont un appareil de Golgi très développé. Elles possèdent un équipement enzymatique important.

L'ostéoclaste se trouve en surface du tissu osseux calcifié. Il adhère à la matrice osseuse calcifiée par une zone claire périphérique (« clear zone ») où des intégrines membranaires se lient à des protéines matricielles. La zone centrale est constituée de nombreux replis membranaires, formant une bordure ondulée, appelée « ruffled border ». Sous cette membrane plasmique très ondulée, se trouve la chambre de résorption, ou lacune

de Howship, à l'intérieur de laquelle l'ostéoclaste va dégrader la matrice minéralisée (*figure 5*). Puis, l'ostéoclaste se détache de la surface et se déplace par sauts successifs.



**Figure 5 : Aspect en MEB d'un ostéoclaste en culture sur de la dentine de cachalot, avec sa lacune de résorption.**

*Document Dr Soueidan*

#### ***1.1.2.1.2 Les cellules ostéoformatrices***

Ces cellules ont un précurseur mésenchymateux (la cellule stromale) commun aux fibroblastes, aux chondrocytes et aux adipocytes. Elles peuvent se présenter sous plusieurs aspects morphologiques qui représentent différents états fonctionnels.

##### **1.1.2.1.2.1 Les cellules bordantes**

Les cellules bordantes sont des cellules très aplaties. Elles reposent sur une fine couche de collagène, d'environ 1  $\mu\text{m}$  d'épaisseur, qu'elles ne calcifient jamais. Elles sont reliées avec les ostéoblastes et les ostéocytes par des jonctions Gap. L'activation des cellules bordantes se traduit par leur rétraction. La couche de collagène de surface est ainsi démasquée, et digérée par hydrolyse enzymatique. La surface minéralisée est mise à nue. C'est un signal pour l'arrivée des précurseurs ostéoclastiques tardifs qui se transforment alors en ostéoclastes. Ils se fixent à la matrice osseuse et commencent la résorption.



#### 1.1.2.1.2.2 Les ostéoblastes actifs

Les ostéoblastes sont des cellules mononuclées, de forme cubique, disposées en couches monocellulaires sur les surfaces osseuses. Ils ont pour fonction d'élaborer un os nouveau après l'action des ostéoclastes.

Les ostéoblastes synthétisent des protéines qui constituent une matrice non minéralisée, le tissu ostéoïde. Ils produisent aussi des enzymes (phosphatases alcalines) qui permettent le dépôt de cristaux d'hydroxyapatite et assurent ainsi la calcification de la matrice.

#### 1.1.2.1.2.3 Les ostéocytes

Parmi les ostéoblastes, une cellule sur 40 s'intègre dans la MEC dans une logette appelée ostéoplaste et prend alors le nom d'ostéocyte (*figure 6*).

Possédant de longs prolongements, les ostéocytes sont connectés entre eux et avec les ostéoblastes et les cellules bordantes. Jouant vraisemblablement un rôle de mécanorécepteurs, ces cellules pourraient exercer une influence importante sur la vitalité des autres cellules osseuses. Il est possible aussi que ce soit l'apoptose des ostéocytes qui constitue le facteur déclenchant l'ancrage des ostéoclastes sur les surfaces osseuses et la mise en place du processus de résorption et de remodelage.



**Figure 6 : Aspect en MEB de la surface osseuse, montrant l'emplacement d'ostéocytes**  
**Grossissement original x750**  
*Document Dr Soueidan*

### 1.1.2.2 La matrice extra-cellulaire (MEC)

(20,37,76)

La MEC osseuse est constituée d'une phase organique, intimement liée à une phase inorganique.

L'ostéoïde est la composante organique de la matrice osseuse. Elle est constituée majoritairement de fibres de collagène de type I (80 à 90%). On retrouve également des glycosaminoglycannes et des protéoglycannes, ainsi que des petites protéines non collagéniques, spécifiques du tissu osseux comme l'ostéonectine, l'ostéocalcine et l'ostéopontine.

La matrice inorganique correspond au compartiment dit « minéralisé », et représente entre 60 et 70% du poids sec du tissu osseux. On retrouve principalement du phosphate de calcium, du carbonate de calcium et du phosphate de magnésium.

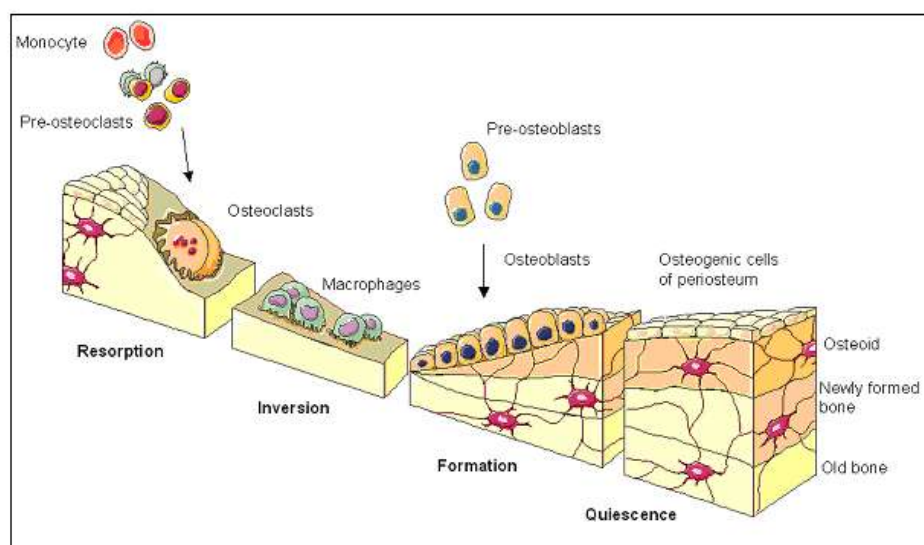
## 1.2 Physiologie et physiopathologie

### 1.2.1 Le remodelage osseux

L'os est en permanence remodelé. Le remodelage osseux est le fait d'une coopération précise entre les ostéoclastes et les ostéoblastes (67). Il est le résultat d'un équilibre entre :

- la néoformation d'os et sa minéralisation par des ostéoblastes actifs
- la résorption sélective de l'os néoformé par les ostéoclastes (76).

Le remodelage se déroule de façon cyclique en quatre phases (7,10,30,67) (*figure 7*):



**Figure 7: Schéma du cycle du remodelage osseux.**

*Document Laboratoire Servier®*

### **1.2.1.1 Phase d'activation**

La surface osseuse est normalement recouverte de cellules bordantes qui empêchent l'accès des ostéoclastes à la MEC. Sous l'action de facteurs ostéorésorbants tels que l'hormone parathyroïdienne (PTH), la 1,25 dihydroxy-vitamine D ( $1,25(\text{OH})_2\text{D}$ ) ou la prostaglandine E2 (PgE2), les cellules bordantes se rétractent et libèrent l'accès aux ostéoclastes qui peuvent adhérer à la matrice osseuse.

### **1.2.1.2 Phase de résorption**

Chaque ostéoclaste devenu actif se fixe à la matrice sur le lieu de résorption et la phase de résorption de la matrice commence. L'ostéoclaste possède un équipement enzymatique important qui permet l'acidification et la dissolution de la phase minérale de la matrice osseuse. Des ions  $\text{H}^+$  sont produits par une anhydrase carbonique intracytoplasmique et excrétés dans la chambre de résorption par une pompe à protons.

Parallèlement des enzymes lysosomiales sont sécrétées (phosphatases acides, cathepsine K, métalloprotéases) qui assurent la dissolution de la phase organique de la matrice osseuse, aboutissant à une lacune de résorption. L'action de ces cellules est contrôlée par des hormones systémiques, elle est stimulée par la PTH et la  $1,25(\text{OH})_2\text{D}$ , freinée par la calcitonine et par les œstrogènes. Il existe aussi un niveau de régulation locale, par des cytokines, notamment l'IL-1, l'IL-6 et le TNF $\alpha$ . L'ostéoprotégérine (OPG) a également un rôle majeur en s'opposant à RANK/RANK-L dans le contrôle de la résorption osseuse.

### **1.2.1.3 Phase d'inversion**

Quand les ostéoclastes ont fini de creuser la lacune, ils meurent par apoptose et sont remplacés par des macrophages qui lissent le fond de la lacune.

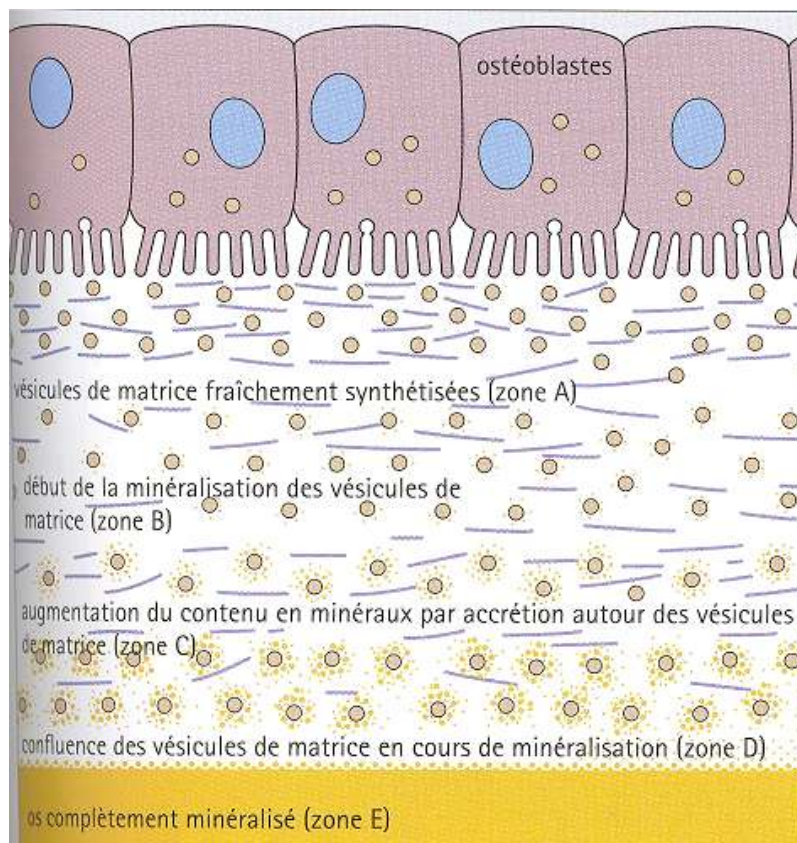
### **1.2.1.4 Phase de reconstruction (ostéoformation)**

Elle comporte 2 temps :

- 1-la production de MEC par les ostéoblastes
- 2-la minéralisation de cette MEC

1- Quand la résorption osseuse est terminée, les précurseurs des ostéoblastes se différencient en ostéoblastes à la surface de la matrice érodée, au fond de la lacune, appelée ligne cémentante. Les ostéoblastes synthétisent les éléments organiques de la matrice. Ils forment une nouvelle matrice non encore minéralisée, ou tissu ostéoïde, qui comble la lacune.

2- La minéralisation se fait, dans un deuxième temps, au niveau du front de minéralisation, à la jonction entre tissu ostéoïde et tissu minéralisé (*figure 8*). Les ostéoblastes produisent des vésicules matricielles (zone A), réservoirs de phosphatases alcalines et d'ions, qui, déversées dans le milieu extracellulaire, initieraient la minéralisation du tissu ostéoïde en augmentant les concentrations locales en ions calcium et phosphates. Les ions précipitent pour former des cristaux d'hydroxyapatite, dont la formule chimique est  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . Les cristaux se fixent sur les vésicules matricielles (zone B). Ces foyers de minéralisation s'étendent rapidement par accrétion des sels minéraux (zone C) et ils confluent vers d'autres foyers de cristaux (zone D). De cette façon, une vague de minéralisation se propage dans l'ostéoïde nouvellement formé.



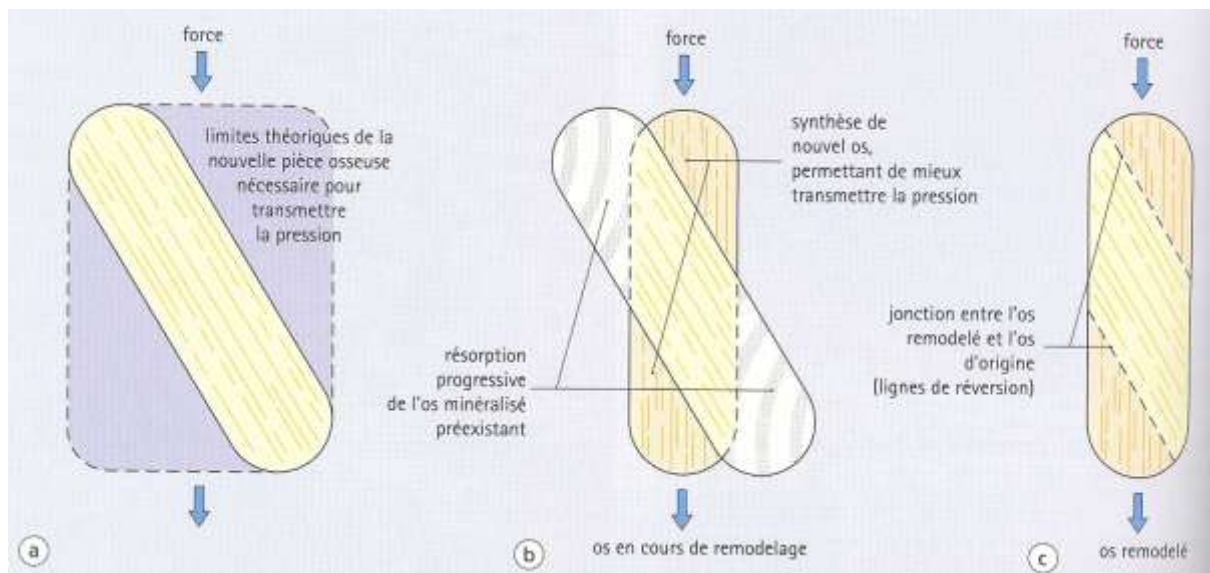
**Figure 8 : Schéma descriptif des différentes étapes de la minéralisation de l'os**  
*D'après Stevens A. et Lowe J. (2006) (76)*

Le remodelage osseux permet ainsi de faire face à l'augmentation ou à la diminution des contraintes mécaniques imposées à un os. Cette activité constante permet de modifier son



architecture en fonction des contraintes mécaniques locales, si bien que la matrice néoformée est orientée de façon à résister aux contraintes de cisaillement et de compression (76).

La figure 9 représente un fragment d'os, orienté selon une direction qui n'est pas parfaitement adaptée pour transmettre les forces auxquelles il est soumis. Par le mécanisme de résorption/apposition, l'os peut être remodelé pour être plus efficace.



**Figure 9 : Schéma du remodelage osseux, en fonction des contraintes mécaniques.**  
d'après Stevens A. et Lowe J. (2006) (76)

Le renouvellement de l'os est normalement lent chez l'adulte mais il peut s'accélérer en cas de demande : lors de la réparation d'un os fracturé, par exemple (76).

## 1.2.2 Réponse osseuse

### 1.2.2.1 Au traumatisme chirurgical

(13)

La blessure de l'os induit un certain nombre de phénomènes aboutissant à la réparation:

- Le défaut osseux se remplit de fibrine.

- 6 à 10 h après, commencent à apparaître les cellules de défense initiées par la réaction inflammatoire.

- 3 à 5 jours après, les érythrocytes envahissent le site.

-Les capillaires commencent à pousser dans le tissu de granulation. Leur vitesse de propagation est d'environ 0,1 mm/jour. Elle est plus rapide dans l'os trabéculaire, et plus lente dans l'os cortical. 7 à 9 jours après le trauma, la blessure est remplie de capillaires.

-3 à 4 semaines après, le nombre de capillaires se réduit, le calibre des vaisseaux résiduels augmente pour donner le réseau vasculaire d'un tissu conjonctif actif.

Ainsi, quelques semaines après la blessure de l'os, un réseau vasculaire néoformé a envahi le tissu osseux. La réparation osseuse réelle commence alors avec l'apparition de cellules précurseurs de la lignée osseuse induite par le trauma. L'ostéoblaste ainsi initié forme la matrice de l'os, c'est-à-dire le tissu ostéoïde, 30 heures après l'apparition des cellules.

### **1.2.2.2 A la chirurgie implantaire**

L'os possède un fort potentiel de régénération autour des implants (23).

Quel que soit le type de traumatisme osseux, le schéma de cicatrisation est identique. Il existe un processus de cicatrisation, suivi d'un processus de remodelage (24).

Malgré une préparation chirurgicale atraumatique du site implantaire, une zone de nécrose apparaît toujours autour d'un défaut osseux créé chirurgicalement (23) (*figure 10-A*).

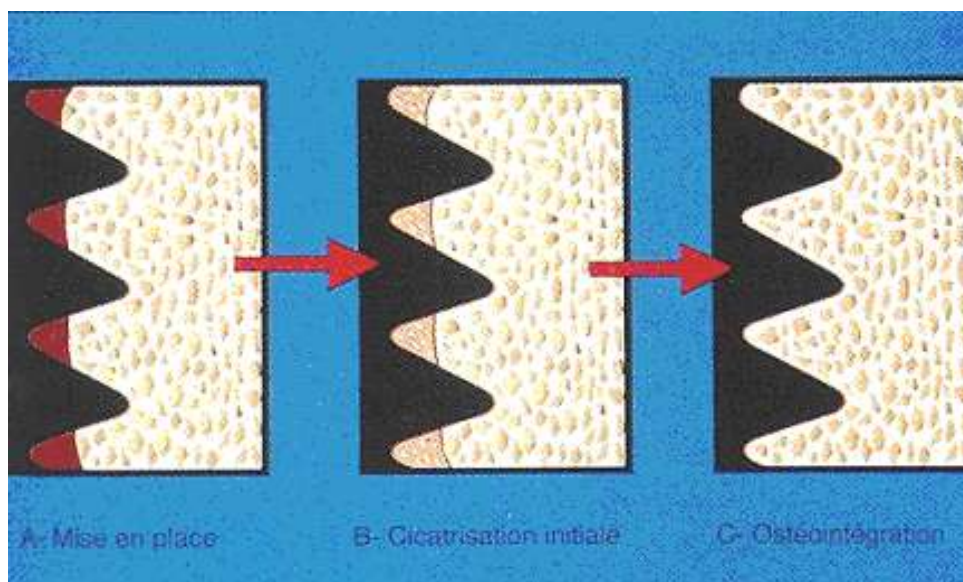
En principe, l'os peut répondre de 3 manières différentes à cette nécrose (3):

- 1- Formation d'un tissu fibreux aboutissant à un ensemble non fonctionnel.
- 2- Persistance d'un os mort, donnant un séquestre osseux, sans aucun phénomène de réparation.
- 3- Remplacement complet par un os néoformé aboutissant à l'ostéointégration du substitut dentaire implanté.

Cette 3<sup>ème</sup> réponse, l'ostéointégration, est celle que l'on veut obtenir pour aboutir à un succès implantaire. C'est une notion découverte par Brånemark (16). La définition actuelle est « une jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge » (23). D'un point de vue histologique, elle se déroule en deux étapes :

-La première étape de cicatrisation est le remplacement d'un tissu osseux péri-implantaire non vivant. Entre les berges osseuses du site chirurgical et la surface de l'implant, une néoformation osseuse se produit rapidement (*figure 10-B*). Cet os est immature, il est donc peu résistant aux forces de mastication.

-La deuxième étape concerne le remaniement de cet os, pendant plusieurs mois (*figure 10-C*). Si un délai suffisant est observé avant la mise en charge de l'implant, les espaces entre les lacis d'os immature seront couverts d'os mature (lamellaire). La majeure partie de l'espace os/implant sera ainsi comblée de tissu osseux. Il persistera une interface non osseuse au contact de l'implant. L'os ainsi formé est assez résistant pour supporter les forces occlusales. La durée de formation d'os compact au niveau de l'interface implantaire est estimée à environ 18 semaines.



**Figure 10 : Schéma de la cicatrisation osseuse.**

**A-Zone de nécrose apparaissant après mise en place d'un implant.**

**B-Néoformation osseuse entre les berges osseuses et l'implant.**

**C-Remaniement osseux et formation d'os mature.**

*D'après Davarpanah M. et Martinez H. (Editions CdP, 2000) (23),*

*modifié d'après Brånemark et coll. (1985).*

Le maintien de l'ostéointégration exige un remodelage continu de l'os au niveau de l'interface, et de l'os de support avoisinant. Le remaniement osseux est assuré par la succession des phases de résorption et d'apposition (23).

#### ***1.2.2.2.1 Conditions pour la réparation osseuse dans le site de l'implant***

Les conditions nécessaires à l'obtention d'une réparation osseuse satisfaisante sont (3,23) :

- La présence de cellules adéquates : ostéoblastes, ostéocytes, ostéoclastes, cellules indifférenciées pluripotentes mésenchymateuses pouvant être stimulées dans la direction d'une induction ostéogénique par transformation en ostéoblastes.
- Une nutrition adéquate de ces cellules.
- Un stimulus approprié pour la réparation osseuse.

Ces éléments peuvent être associés de diverses manières et contribuer ensemble à la réparation osseuse. La balance entre les différents éléments tissulaires impliqués est influencée par des médiateurs cellulaires.

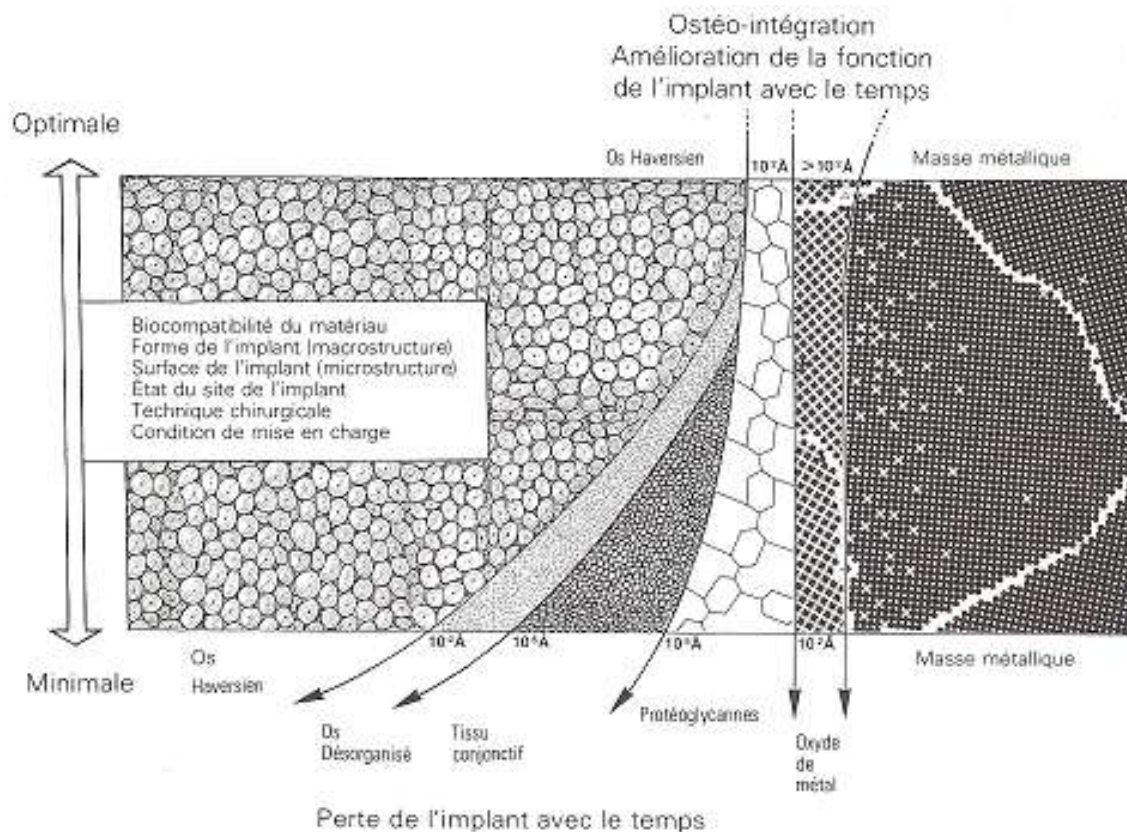
#### ***1.2.2.2.2 Réponse de l'os aux implants en titane***

(3,23)

Le titane commercialement pur est un matériau reconnu pour sa biocompatibilité. Elle est due à la couche d'oxyde très adhérente qui recouvre l'implant et qui empêche le contact direct entre les ions métalliques potentiellement nocifs et les tissus.

Albrektsson et coll. (3) ont étudié la région de l'interface autour d'implants dentaires intégrés à l'os et déposés après 2 ans et demi de bonne fonction clinique, bien que leur qualité d'ancrage ait été excellente. Les examens au microscope électronique à balayage (MEB) et au microscope électronique à transmission (MET) des coupes de la jonction os-titane ont révélé une zone d'interface dépourvue de tout tissu fibreux.

La zone précise du contact entre l'os et le titane est constituée d'une couche de protéoglycannes de quelques centaines d'Angströms d'épaisseur (*figure 11*). Cette couche de protéoglycannes est partiellement calcifiée. Ce tissu calcifié est donc en contiguïté directe de la surface de l'implant.



**Figure 11 : Etude de l'ultrastructure de l'interface entre l'os et le titane**  
*D'après Albrektsson T. (Editions CdP- P. Brånemark, 1985) (3).*

### 1.3 Les caractéristiques mécaniques

(53)

#### 1.3.1 Définitions

Une force est une action ou une influence telle qu'une traction ou une pression qui, appliquée à un corps libre, tend à l'accélérer ou à le déformer. Elle est exprimée en newton (N).

Une contrainte (stress) peut être définie comme le résultat de l'application d'une force sur un solide, sans déplacement. Le résultat est la déformation de ce solide. La contrainte est exprimée en newtons par mètre carré ( $1 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ Pa}$ ), parfois en  $\text{N/mm}^2$  ( $1 \text{ N/mm}^2 = 1 \text{ mégapascal ou MPa}$ ).

Forces et contraintes peuvent être classées en tension (traction), compression, flexion, torsion et cisaillement.

### **1.3.2 Caractéristiques mécaniques de l'os**

Au XIX<sup>ème</sup> siècle, à l'occasion de la présentation d'une section frontale de l'extrémité supérieure de fémur, Culmann, un ingénieur et mathématicien, fut frappé par la disposition trabéculaire ordonnée de l'os. Il reconnut les mêmes caractéristiques qu'une grue de type Fairbairn dont les lignes de contraintes maximales étaient connues. Ces lignes correspondaient au système de travées osseuses. Culmann proposa une loi à confirmer : le squelette est élaboré de manière à supporter le maximum de charge avec le minimum de matériel.

L'idée fut acceptée et, en 1870, Wolff énonçait une loi selon laquelle l'os se forme en fonction des contraintes auxquelles il est soumis.

#### **1.3.2.1 Résistance en traction**

Pour déterminer les caractéristiques mécaniques de base d'un matériau, on réalise un essai de résistance à la traction. On obtient la courbe contrainte/déformation, caractéristique du matériau.

##### ***1.3.2.1.1 Module d'élasticité (module de Young)***

L'os est élastique et suit la loi de Hooke: il s'allonge proportionnellement à la contrainte en traction qu'il subit.

Le module d'élasticité de l'os cortical est d'environ 20 000 MPa et celui de l'os trabéculaire de 6500 MPa. Le module d'élasticité varie avec le degré de minéralisation de l'os : plus l'os est minéralisé, plus le module de Young est important.

##### ***1.3.2.1.2 Contrainte de rupture***

La contrainte de rupture de l'os cortical est très proche de sa limite élastique. Elle se situe classiquement aux environs de 100 MPa. Elle augmente pour l'os sec.

À titre de comparaison, celle de l'acier est d'environ 1000 MPa, celle du cuivre de 130, du chêne de 100, du pin de 60 et du béton de 20. La résistance en traction de l'os est donc supérieure à celle du bois et à celle du béton.

### **1.3.2.2 Résistance en compression**

La contrainte de résistance en compression de l'os cortical a une valeur moyenne de 150 MPa. L'os résiste donc mieux à la compression qu'à la traction.

L'os trabéculaire a une résistance en compression beaucoup plus faible, de 10 à 30 MPa. Dans l'ensemble, l'os trabéculaire est dix fois moins résistant en compression que l'os cortical. Cette résistance diminue encore avec l'âge. Le rôle principal de l'os trabéculaire semble être l'amortissement des contraintes.

### **1.3.2.3 Résistance au cisaillement**

La résistance au cisaillement varie suivant les auteurs de 70 à 110 MPa pour l'os cortical et de 1 à 5 MPa pour l'os trabéculaire. D'une manière globale, l'os cortical est 20 fois plus résistant au cisaillement que l'os trabéculaire.

### **1.3.2.4 Résistance en flexion**

La résistance en flexion de l'os cortical varie de 100 à 200 MPa.

### **1.3.2.5 Résistance en torsion**

La résistance à la torsion de l'os varie entre 4 et 9,3 MPa. Plus l'os est long, moins il est résistant en torsion. Plus l'os a un gros diamètre, moins il est vulnérable.

## **1.3.3 Anisotropie**

L'os est anisotrope, c'est-à-dire qu'il n'a pas les mêmes propriétés dans tous les plans. Les résistances en traction que nous avons indiquées sont celles qui s'appliquent suivant l'axe longitudinal de l'os. Transversalement ou obliquement, cette résistance est plus faible.

## **1.3.4 Viscoélasticité**

L'os vivant est viscoélastique. Ses propriétés mécaniques varient avec la vitesse d'application de la charge. Il perd en partie cette propriété à l'état sec. Grâce à cette caractéristique, il résiste mieux aux efforts rapides qu'aux efforts lents. La viscoélasticité de l'os lui permet de mieux s'adapter aux contraintes.



### **1.3.5 Autres propriétés**

Tissu vivant, l'os a en outre deux propriétés considérables qui le distinguent des autres matériaux :

-en réponse à des demandes fonctionnelles, il peut changer ses propriétés mécaniques locales et les adapter aux contraintes. Si l'os est soumis à un excès de contrainte, il va s'adapter en augmentant de volume et en modifiant sa texture. Si les contraintes deviennent excessives, il se nécrose ou se fracture (fractures de fatigue). Si, au contraire, il est soumis à un niveau de contrainte insuffisant, il va s'amincir et devenir plus fragile.

-l'os a la possibilité remarquable de se réparer lui-même.

Ces propriétés sont le résultat de l'action combinée de processus biologiques et mécaniques complexes.

## **1.4 *Evaluation de la quantité et de la qualité osseuse***

L'évaluation de la quantité et de la qualité osseuse est une étape fondamentale du bilan pré-implantaire. En effet, le taux de succès des implants dépend du volume et de la qualité osseuse (41). Cette évaluation sera réalisée à l'aide de techniques radiographiques (11).

### **1.4.1 Quantité et qualité osseuse**

#### **1.4.1.1 Quantité osseuse**

L'évaluation de la quantité osseuse est une étape très importante du diagnostic. Le volume osseux (hauteur-épaisseur) dictera la dimension (longueur-diamètre) des implants à placer (11). Il est important de faire la différence entre volume disponible, volume nécessaire et volume utile (68) :

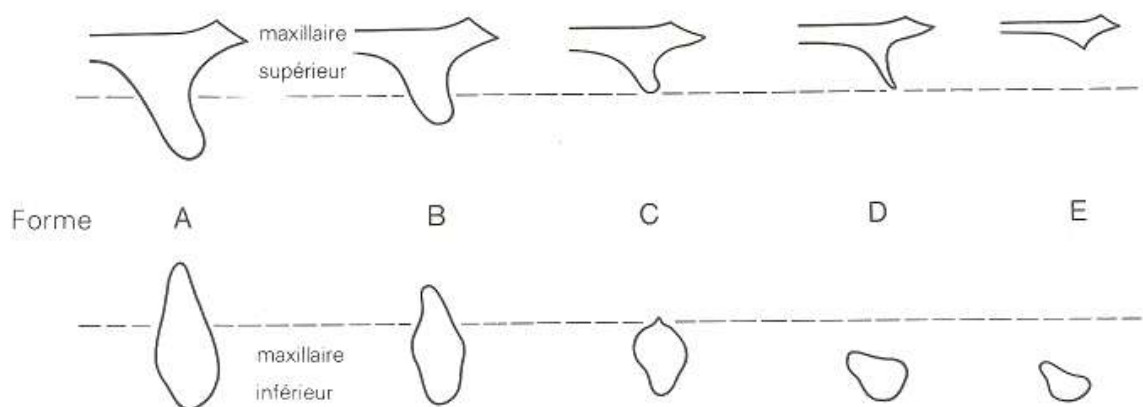
-le volume disponible représente le volume total d'os dans lequel il est théoriquement possible de placer un implant pour une région donnée. Cette donnée ne tient pas compte des paramètres prothétiques. C'est une évaluation strictement anatomique.

-le volume nécessaire représente le volume minimum nécessaire pour placer un implant en fonction d'une situation clinique donnée. Il n'est pas lié à l'anatomie du patient. C'est une valeur théorique.

-le volume utile représente le volume d'os utilisable pour chaque situation clinique donnée quand on prend en compte les paramètres prothétiques (esthétiques et fonctionnels). Quand le volume utile est très différent du volume nécessaire, l'indication implantaire doit être rediscutée. La mise en œuvre de technique d'élargissement ou de renforcement de crête peut être envisagée pour augmenter le volume utile.

L'évaluation de la quantité osseuse doit également prendre en compte la forme des maxillaires. Elle est le résultat de la résorption osseuse de la crête alvéolaire qui, dans certains cas, est très sévère. Une classification a été proposée par Lekholm et Zarb, classant les os maxillaires en 5 groupes (46) (*figure 12*):

- A- Une grande partie de la crête alvéolaire persiste
- B- Résorption modérée de la crête résiduelle
- C- Résorption avancée de la crête résiduelle mais avec persistance de l'os basal
- D- Une faible résorption de l'os basal a débuté
- E- Une extrême résorption de l'os basal s'est installée



**Figure 12 : Classification de la résorption osseuse des maxillaires,**  
d'après Lekholm U et Zarb GA (*Editions CdP- P. Brånemark, 1985*) (46).

### 1.4.1.2 Qualité osseuse

L'échec implantaire paraît être plus influencé par la qualité osseuse que par la quantité (12). L'évaluation de la qualité osseuse peut être faite en fonction de deux paramètres (68). Le premier, d'après Lekholm et Zarb (46), évalue la densité osseuse. Le second permet de classer l'os en fonction de son potentiel de cicatrisation (68).

#### 1.4.1.2.1 Evaluation de la densité osseuse

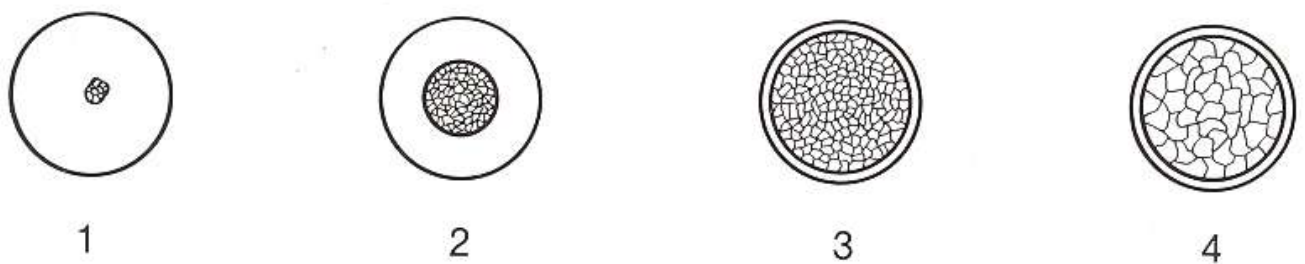
Lekholm et Zarb ont ainsi décrit 4 classes de qualité osseuse (46) (*figure 13*) :

Classe 1 : l'os est composé presque entièrement d'os compact homogène

Classe 2 : une couche épaisse d'os compact entoure un noyau d'os trabéculaire dense

Classe 3 : une fine couche d'os compact entoure un noyau d'os trabéculaire dense de résistance favorable

Classe 4 : une fine couche d'os cortical entoure un noyau d'os trabéculaire de faible densité.



**Figure 13 : Classification de la qualité osseuse,**  
*d'après Lekholm U et Zarb GA (Editions CdP- P. Brånemark, 1985) (46).*

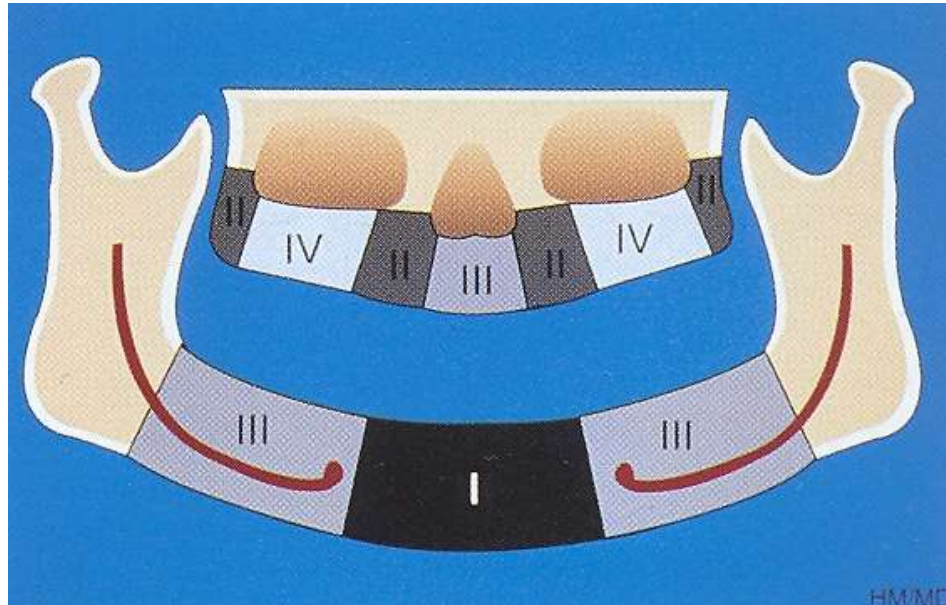
Chacune des classes décrites peut être attribuée topographiquement à une zone (11) (*figure 14*).

Classe 1 : zone de la symphyse entre les forams mentonniers

Classe 2 : zone entre les forams sous-orbitaires

Classe 3 : zone postérieure aux forams mentonniers

Classe 4 : zone postérieure aux forams sous-orbitaires



**Figure 14 : Classification de Lekholm et Zarb, selon la localisation de l'édentement, d'après Davarpanah M et Martinez H. (Editions CdP, 2000) (48).**

Des variations individuelles peuvent être rencontrées dans la densité osseuse, mais en général la qualité correspond à cette classification.

Ces classifications permettent d'avoir une idée de la qualité osseuse, mais leur détermination reste subjective. Nous verrons par la suite d'autres méthodes permettant de mesurer la qualité osseuse.

#### ***1.4.1.2.2 Evaluation du potentiel de cicatrisation***

Certaines habitudes (tabac), maladies (anémie sévère) ou médicaments (corticoïdes) peuvent modifier la qualité de la cicatrisation osseuse. Une classification est proposée pour diviser la qualité osseuse en 3 catégories (68), selon le Bone Healing Potentiel (BHP), c'est-à-dire le potentiel de cicatrisation osseux.

BHP1 : os ayant un potentiel de cicatrisation normal.

BHP2 : os ayant un potentiel de cicatrisation faiblement perturbé.

Causes possibles : patient faiblement fumeur (<10 cigarettes/jour), diabète équilibré, anémie, ostéoporose, déficience nutritionnelle, greffe osseuse, os régénéré, traitement corticoïde au long cours, traitement anti-inflammatoire non stéroïdien (indométacine) au long cours.

BHP3 : os ayant un potentiel de cicatrisation fortement perturbé.

Causes possibles : patient gros fumeur (>20 cigarettes/jour), hyperparathyroïdie, thalassémie, diabète non équilibré, anémie importante, patient sous médication antimitotique (antineoplasique), patient ayant une ostéoporose très sévère, os irradié, polyarthrite rhumatoïde sévère.

## **1.4.2 Techniques d'évaluation**

L'évaluation radiographique représente la solution la plus simple, la plus courante mais pas toujours la plus fiable (68).

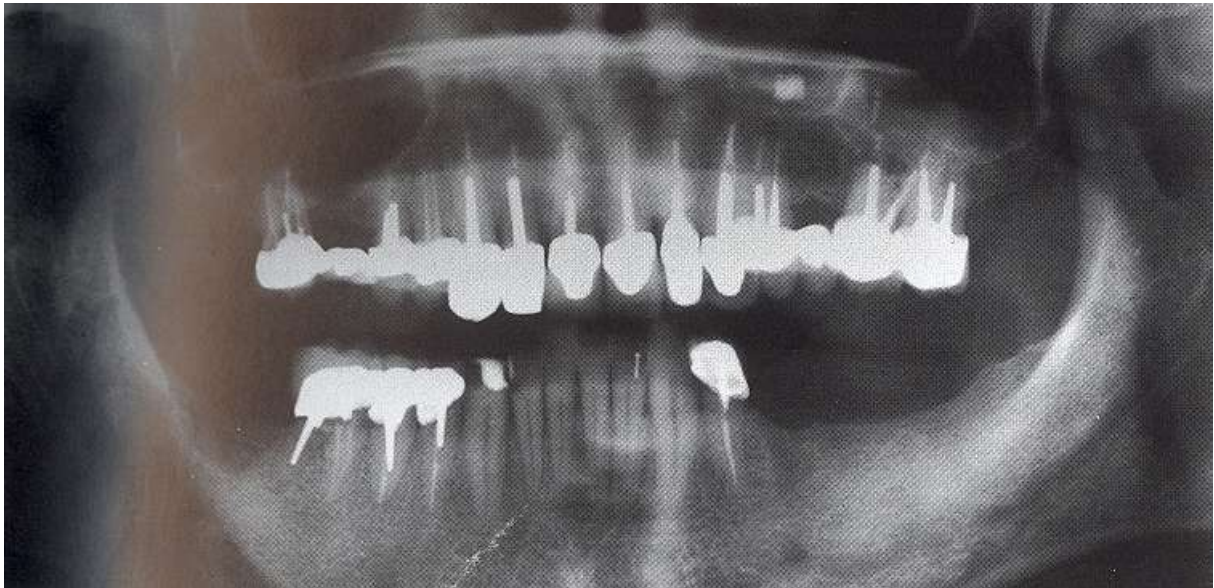
### **1.4.2.1 Panoramique dentaire**

(55)

C'est l'examen de « débrouillage » que l'on réalise de façon quasi-systématique en début de traitement (*figure 15*). Il fournit une vue d'ensemble de la situation. Il permet d'avoir une connaissance approximative du volume osseux et de réaliser une estimation de la position des obstacles anatomiques : sinus, fosses nasales, nerf dentaire, etc.

Leclercq et Khayat (45) ont décrit une méthode simple permettant une évaluation de la hauteur d'os disponible en mesurant directement sur le cliché panoramique et en retirant 30% de cette mesure.

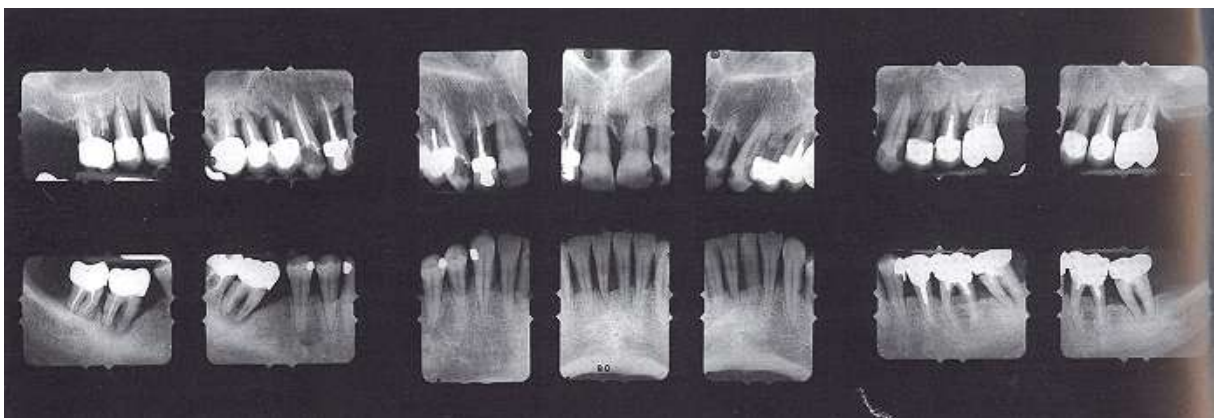
C'est un examen nécessaire mais souvent insuffisant. L'image ne permet que l'exploration de deux dimensions, avec une déformation et un agrandissement qui varient d'un générateur à l'autre. Il ne permet aucune évaluation de l'épaisseur de la crête osseuse.



**Figure 15 : Le panoramique dentaire.**  
**Il est insuffisant pour évaluer précisément les conditions osseuses.**

#### **1.4.2.2 Bilan rétro-alvéolaire**

Il permet d'affiner le diagnostic préimplantaire pour certaines situations particulières (*figure 16*): évaluation de la distance entre les racines (dans le cas du remplacement des incisives latérales maxillaires), recherche des pics osseux inter proximaux, évaluation de la résorption osseuse verticale (68).



**Figure 16 : Le bilan rétro-alvéolaire.**  
**C'est un examen complémentaire, utile dans certaines situations cliniques.**

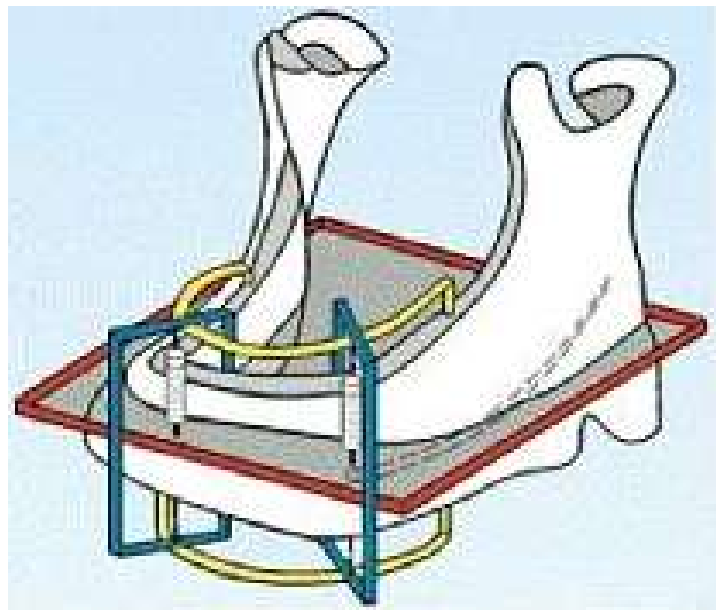
### 1.4.2.3 La tomodensitométrie ou scanner à rayons X

Le scanner est un examen d'imagerie dentaire permettant d'avoir une visualisation directe du site osseux dans les trois dimensions de l'espace. C'est un examen qui fait appel aux rayons X et qui repose sur l'absorption différentielle du rayonnement par les différentes structures anatomiques traversées.

Le scanner est une technique extra-orale (55) qui permet la réalisation dans le plan axial (horizontal) d'une pile de coupes de 1mm d'épaisseur tous les 0.5mm. Ces coupes extrêmement précises, dites coupes d'acquisition, servent de données brutes pour réaliser dans un second temps, sur une console informatique, des reconstructions dans d'autres plans de l'espace (frontal, frontal oblique, sagittal) (*figure 17*). Les reconstructions les plus habituelles sont les reconstructions coronales Dentascan et 3D.

D'une part, les reconstructions Dentascan sont des reconstructions frontales obliques ou coronales obliques : ce sont des coupes perpendiculaires à l'axe du maxillaire ou de la mandibule en regard des sites dentaires (*figure 18*). D'autre part, elles permettent d'obtenir une reconstruction dite panoramique selon un plan déterminé par le radiologue sur une coupe de référence : ce sont des coupes curvilignes selon le grand axe du maxillaire ou de la mandibule et dont l'aspect ressemble au panoramique dentaire (mais elles ne peuvent pas se substituer à ce dernier) (*figure 19*).

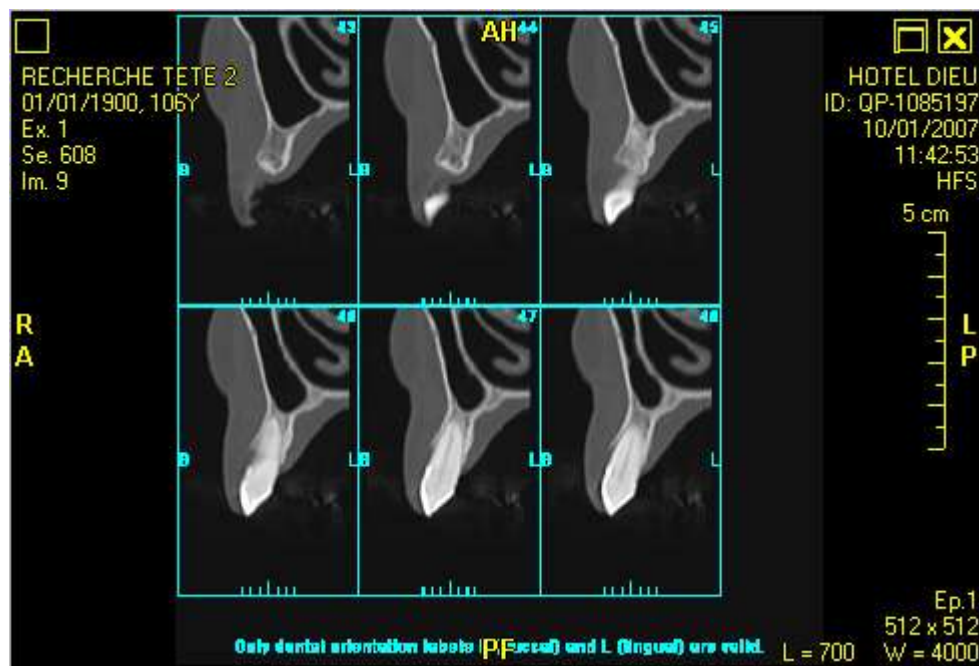
Les reconstructions 3D sont des reconstructions tridimensionnelles volumiques.



**Figure 17 : Les trois types d'images bidimensionnelles en scanner : coupes axiales (en rouge), reconstructions coronales (en bleu), reconstructions panoramiques (en jaune).**

*Document [www.dentalespace.com](http://www.dentalespace.com)*





**Figure 18 : Les reconstructions coronales sont utilisées pour étudier la zone d'implantation.**

*Dr Marie Gayet, CHU de Nantes.*



**Figure 19 : Les reconstructions panoramiques permettent d'avoir une vue d'ensemble des maxillaires.**

*Dr Marie Gayet, CHU de Nantes.*

Le scanner, associé au logiciel Dentascan, permet ainsi d'avoir une image à l'échelle 1, sans agrandissement, avec un positionnement précis du site implantaire.

L'étude des coupes coronales obliques vont permettre de mesurer (6,55):

- l'épaisseur de la corticale osseuse
- la largeur et la hauteur d'os disponible entre le sommet de la crête et les limites anatomiques (sinus, canal dentaire inférieur...)

Le scanner permet de définir le nombre d'implants à poser, leur diamètre et leur longueur, ainsi que leur positionnement dans les trois dimensions de l'espace (55).

De plus, le scanner, associé à un logiciel, permet de calculer la densité osseuse moyenne dans la région d'un site implantaire désigné. Le résultat est donné en unité Hounsfield (HU), du nom de l'ingénieur ayant mis au point la tomодensitométrie. Les valeurs de densité ainsi déterminées se répartissent de part et d'autre de la valeur 0 attribuée à l'eau, avec classiquement pour extrêmes -1000 pour l'air et +1000 pour l'os dense (18).

Une étude réalisée sur 72 patients et 131 sites implantaires (83) fournit des valeurs moyennes de densité osseuse en fonction des sites implantaires. Les résultats obtenus indiquent que les densités osseuses varient sensiblement suivant les sites : le secteur mandibulaire antérieur apparaît être le plus dense (945+/-207 HU), suivi du secteur maxillaire antérieur (716+/-190 HU), puis du secteur mandibulaire postérieur (675+/-227 HU) et enfin du secteur maxillaire postérieur (455+/-122 HU).

En 1993, Misch (54) a proposé une classification basée sur les valeurs de densité osseuse. Cinq types de densité osseuse sont classés et peuvent être déterminés objectivement, à partir de l'unité Hounsfield à laquelle ils correspondent :

- D1 est défini par un os cortical dense avec des valeurs supérieures à 1250 HU.
- D2 correspond à un os dense externe autour d'un os trabéculaire dense avec des valeurs de 850 à 1250 HU.
- D3 a une fine corticale encapsulant un os trabéculaire fin, de 350 à 850 HU.
- D4 est un os trabéculaire fin de densité comprise entre 150 à 350 HU.
- D5 correspond à un os immature non minéralisé, dont la densité est inférieure à 150 HU.

Bien qu'elle soit similaire à la classification de Lekholm & Zarb, la classification de Misch utilise le diagnostic de l'imagerie pour la détermination de l'os, permettant une planification pré-opératoire plus facile (43).

Plusieurs auteurs ont cherché à établir des corrélations entre l'évaluation subjective de la densité osseuse par le praticien, s'appuyant sur la classification de Lekholm et Zarb ou autre « score » de densité osseuse et les mesures de la densité osseuse par le scanner, en unité Hounsfield.

Taguchi et coll. (79) ont proposé une classification basée sur le dessin de l'os trabéculaire, dans 28 mandibules édentées. Ils l'ont comparée à la densité minérale osseuse calculée par le scanner. Ils ont observé une corrélation très significative entre les valeurs et ont conclu à l'utilité que pourrait apporter cette classification dans l'évaluation pré-opératoire de l'os trabéculaire.

De même, Norton et Gamble 2001 (62) ont établi une forte corrélation ( $p=0.002$ ) entre les valeurs de densité osseuse (Hounsfield) et le score de qualité osseuse (évaluation subjective) .

Cependant, d'autres études relativisent ces observations :

-Dans un étude *ex vivo* de 62 sites implantaires sur 9 cadavres, Shahlaie et coll. (73) évaluent les variations de densité osseuse dans des sites implantaires désignés en utilisant la tomодensitométrie et comparent ces mesures en unités Hounsfield à l'évaluation subjective de la densité osseuse par la classification de Lekholm & Zarb. Une corrélation a été observée. Cependant, les auteurs relatent qu'à chaque score utilisé pour la classification subjective, correspondait un large éventail de valeurs Hounsfield. Ces résultats mettent en valeur l'importance de l'utilisation de méthodes tomographiques, comme supplément valable à l'évaluation subjective de la densité osseuse précédemment à la pose implantaire.

-Une autre étude (74), cette fois clinique, a tenté d'établir une corrélation entre l'évaluation de la qualité osseuse subjective et les unités Hounsfield, à partir de 101 scanners. La seule corrélation significative a été observée avec la qualité osseuse de type IV.

La connaissance des valeurs Hounsfield comme mesure quantitative de la densité osseuse est une aide comme outil diagnostic. Elle peut aider le chirurgien dans l'évaluation objective de la qualité osseuse, et résulte en la modification des techniques chirurgicales ou du temps de cicatrisation , surtout dans les situations où une qualité osseuse faible est suspectée.

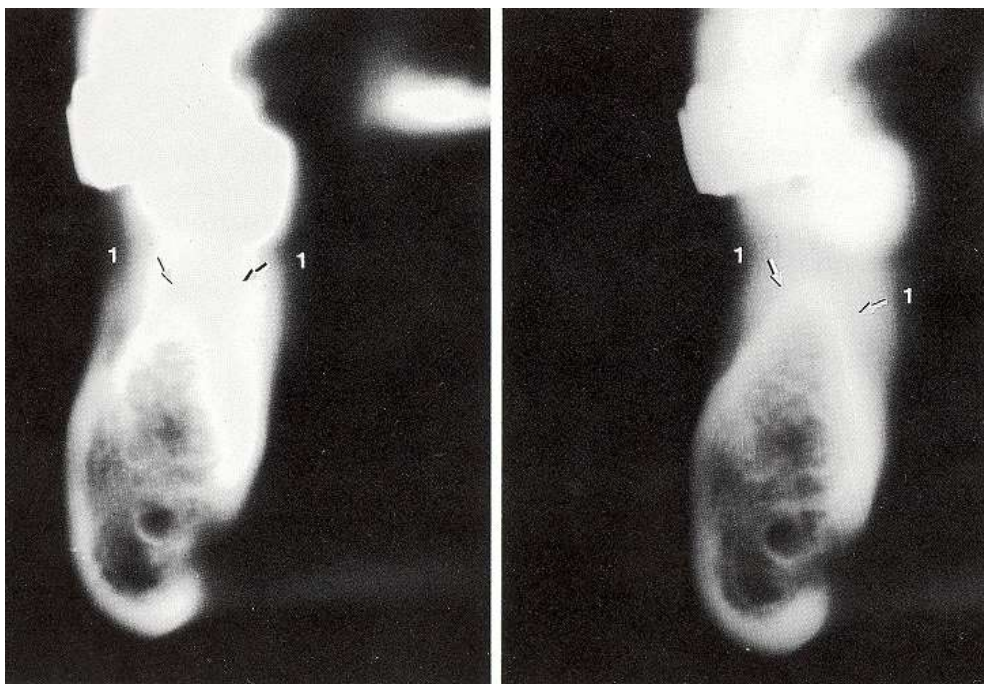
#### 1.4.2.4 Scanora®

(55,68)

Le Scanora® permet comme le scanner de réaliser une étude anatomique de la zone édentée. C'est un appareil de radiographie permettant de réaliser des panoramiques dentaires complétés par des tomographies coronaires ou sagittales.

En général, le Scanora® comporte un panoramique (au grossissement de 1,3) ainsi que des coupes transversales (au grossissement de 1,7) (*figure 20*). Il existe une possibilité de numérisation avec des plaques photostimulables, qui permet un travail de l'image secondaire, améliorant ainsi la qualité et lui donnant aussi la possibilité de revenir au coefficient d'agrandissement 1.

Le Scanora® est un examen simple et fiable, mais il est beaucoup moins précis que le scanner et surtout, de lecture plus difficile.



**Figure 20 : Coupes transversales Scanora® au grossissement de 1,7.  
L'extrémité supérieure de la crête (1) est souvent difficile à apprécier.**

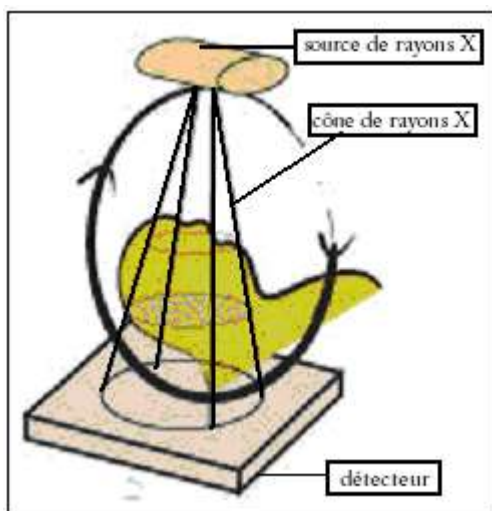
### 1.4.2.5 La tomographie volumique par faisceau conique ou « cone beam »

Cet examen est un tomographe numérisé, exclusivement destiné à l'imagerie du massif facial et des dents. Il permet d'obtenir des images en 2 D en orientations axiale, panoramique et transverse, au coefficient d'agrandissement de 1 et sans distorsion (*figure 21*). Les images, comparables à celles obtenues avec un scanner X, sont adaptées aux bilans implantaires (*figure 22*). La résolution spatiale est inférieure à celle des scanners mais permet néanmoins une évaluation osseuse précise et ce, avec une dose de rayonnement 6 fois inférieure à celle du scanner. Son principal inconvénient est l'impossibilité d'avoir tout un maxillaire avec un seul examen. Il est donc indiqué plus particulièrement pour l'analyse des édentements de petite étendue (68).

A la suite de Shahlaie et coll. (73), Aranyarachkul et coll. (5) ont comparé les mesures « cone beam » aux mesures scanner et à l'évaluation subjective de la densité osseuse par la classification de Lekholm & Zarb, à partir de 63 sites implantaires sur 9 cadavres.

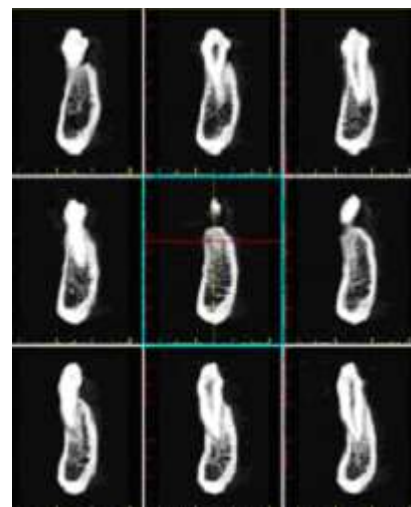
Les valeurs de densité osseuse par « cone beam » étaient généralement supérieures aux mesures scanner. Cependant, malgré cette différence systématique, les auteurs ont observé une corrélation très forte entre les deux méthodes.

Le haut dosage a longtemps été un obstacle majeur à l'utilisation du scanner en dentisterie implantaire. Le « cone beam » peut être considéré comme un outil diagnostic alternatif pour l'évaluation pré-opératoire de la densité osseuse, en particulier puisque la dose d'irradiation est minimale.



**Figure 21 : Principe du « cone beam »**

*Document [www.conebeam.com](http://www.conebeam.com)*



**Figure 22 : Images obtenues par « cone beam »**

*Document [www.conebeam.com](http://www.conebeam.com)*

#### 1.4.2.6 Le microscanner ou microtomographie à rayons X

Le microscanner est une technique d'imagerie qui permet une analyse à la fois qualitative et quantitative de la micro-architecture osseuse (*figure 23*).

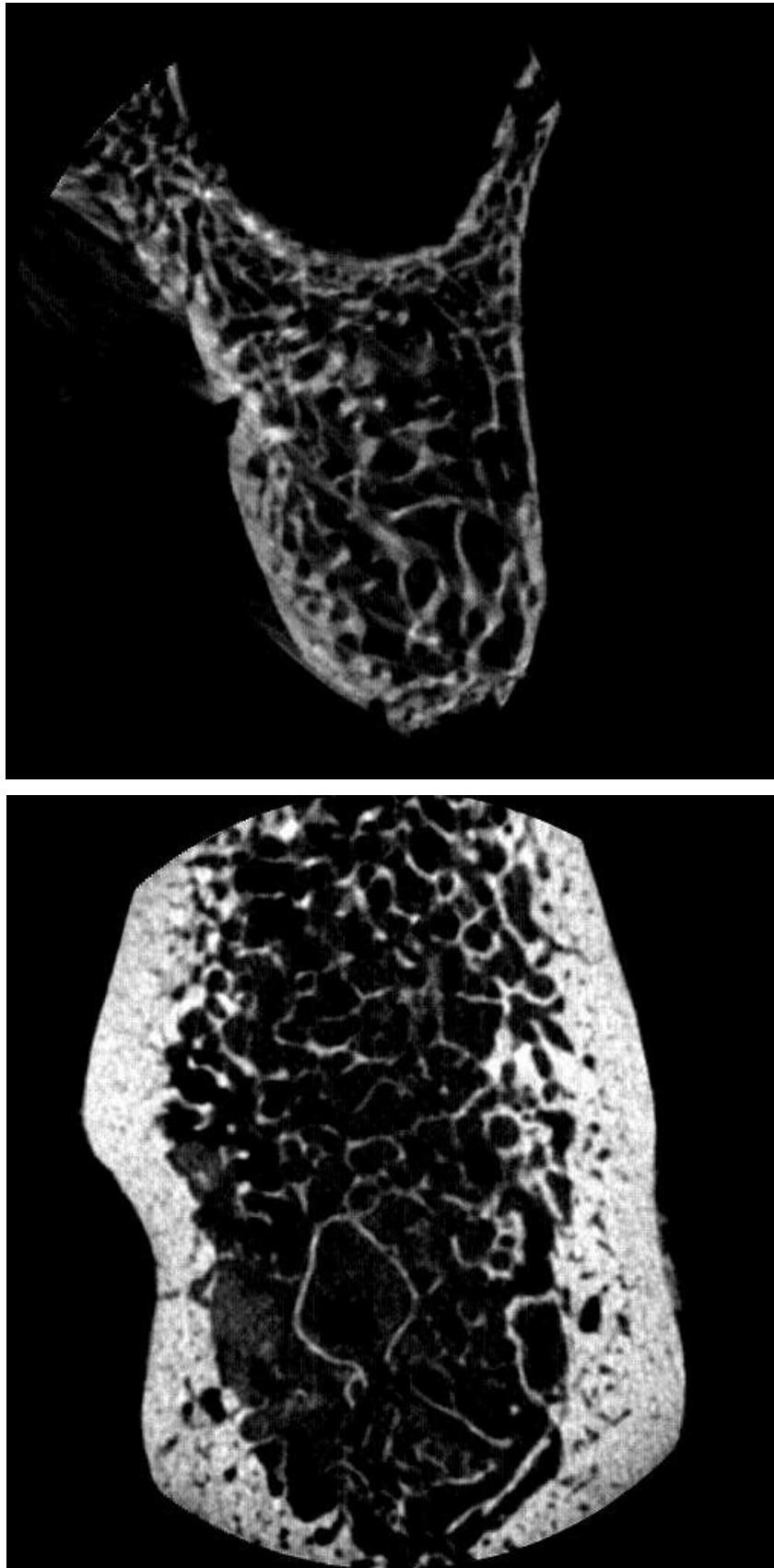
Les autres techniques utilisées *ex vivo*, telles que la microscopie optique ou la microscopie électronique en transmission, ne permettent que l'observation bidimensionnelle de surfaces ou de coupes fines. Seule l'utilisation d'un microscanner permet de visualiser la structure d'objets en 3 dimensions.

Un tel appareil a une résolution spatiale très fine, de l'ordre du micronmètre ( $\mu\text{m}$ ). La structure trabéculaire osseuse interne peut ainsi être reconstruite et analysée, permettant le calcul des paramètres histomorphométriques tels que la fraction volumique d'os (BV/TV), le nombre (Tb.N) et l'épaisseur (Tb.Th) des trabécules, le facteur de répartition trabéculaire (Tb.Pf). L'épaisseur de la corticale osseuse entourant l'implant peut également être analysée. Les méthodes de calculs seront détaillées dans la 3<sup>ème</sup> partie.

L'étude de Fanuscu et Chang (28) a pour but d'analyser l'os trabéculaire mandibulaire et maxillaire d'un sujet anatomique de 72 ans, à l'aide de données morphométriques en 3D prises par le microscanner, puis de corrélérer ces données avec les méthodes d'évaluation osseuse conventionnelles (échelle Hounsfield et classification de Lekholm et Zarb).

Un accord général entre la densité osseuse et les indices microscanner a été noté, avec cependant des petites différences qui devraient être étudiées à l'aide d'échantillons plus importants.

Cette étude préliminaire suggère que d'autres études doivent être menées pour mettre en valeur ces corrélations, car la connaissance de la compétence mécanique de l'os trabéculaire pourrait révéler davantage d'informations à propos du pronostic du traitement de l'implant.



**Figure 23 :** Images obtenues par microscanner : régions maxillaire et mandibulaire.  
*Laboratoire d'ingénierie ostéo-articulaire et dentaire, Nantes*



## **2 Stabilité implantaire primaire et moyens d'évaluation**

## **2.1 Définitions**

L'ostéointégration se déroule en deux phases (24) :

- la première, appelée phase de stabilisation primaire, est une phase d'ancrage mécanique de l'implant dans le site préparé.
- la seconde phase, de stabilisation secondaire, est caractérisée par la formation d'une cohésion biologique entre la surface de l'implant et le tissu osseux.

La stabilité primaire va dépendre essentiellement de la qualité de l'os, du volume osseux disponible, de la technique chirurgicale et de la forme de l'implant.

La stabilité secondaire est déterminée par la réponse biologique au traumatisme chirurgical, les conditions de cicatrisation et l'état de surface implantaire (70).

Dans cette 2<sup>ème</sup> partie, nous allons nous intéresser uniquement à la stabilité primaire.

## **2.2 Intérêt clinique**

### **2.2.1 La stabilité implantaire, clé du succès clinique**

L'obtention et la maintenance de la stabilité implantaire sont définies comme étant des pré-requis au succès à long terme des implants ostéo-intégrés (70). Pendant des années, la stabilité primaire a été considérée comme un des critères fondamentaux pour obtenir l'ostéointégration (48).

Cependant, dans une étude expérimentale chez le lapin (40), Ivanoff et coll. ont montré que la mobilité initiale n'amène pas forcément à une moins bonne ostéointégration des implants.

Une autre étude va dans ce sens (9). Elle fournit les résultats suivants : Bien qu'à 3 semaines de cicatrisation, une différence de stabilité significative était établie entre des implants posés dans un os de type 1 et des implants placés dans un os de type 4,

après 5 semaines de cicatrisation, la stabilité des implants placés dans des conditions osseuses différentes ne montraient plus de différence. C'est comme si les implants placés dans l'os de type 4 « rattrapaient » leur retard de stabilité au cours de la cicatrisation.

### **2.2.2 Définir le moment de la mise en charge**

Cependant, l'évaluation de la stabilité primaire le jour de la pose implantaire va permettre d'optimiser le traitement implantaire.

En effet, après l'évaluation de la qualité de l'ancrage de l'implant, il devient alors possible de définir la période de cicatrisation nécessaire avant la mise en charge, ainsi que la capacité immédiate à supporter une charge plus ou moins importante en fonction des implants.

Si la stabilité primaire de l'implant n'est pas suffisante, il faut allonger la période de cicatrisation et éviter de trop « charger » l'implant au début de sa mise en fonction.

Par contre, un implant présentant une très bonne stabilité initiale peut être mis en charge rapidement après sa pose (68). De nombreuses études sur la mise en charge immédiate montrent de bons résultats si la stabilité primaire est bonne (26).

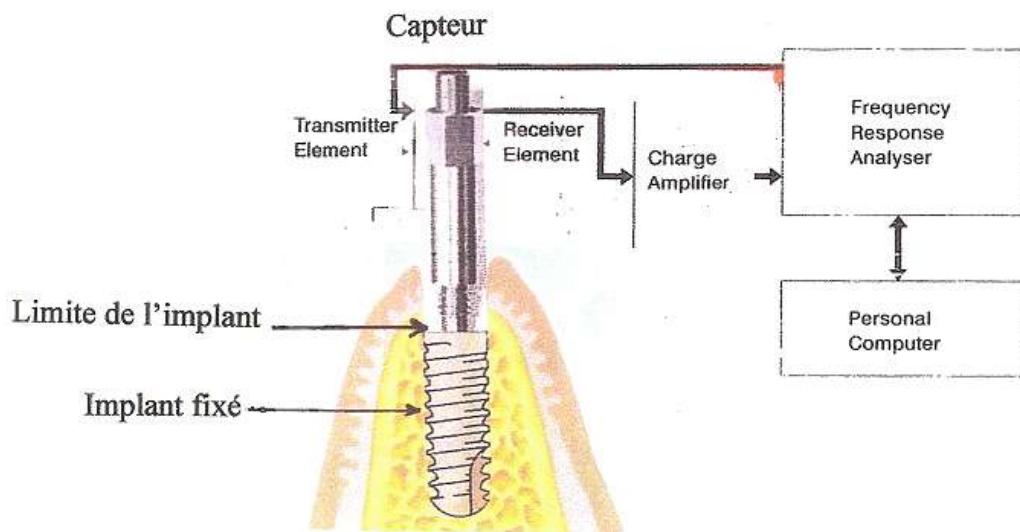
## **2.3 Moyens d'évaluation de la stabilité primaire**

### **2.3.1 La RFA ou analyse par fréquence de résonance**

#### **2.3.1.1 Principe**

La RFA est une méthode non-invasive utilisant l'analyse de fréquence de résonance pour établir des mesures quantitatives de la stabilité de l'interface tissu-implant (50).

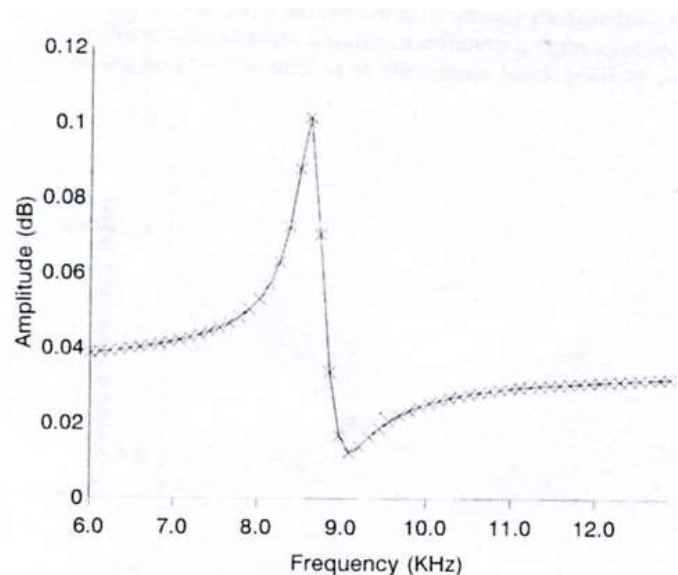
Le système RFA (*figure 24*) a été proposé en premier par Meredith et coll. (4). Le principe de la méthode (50) est d'attacher un transducteur soit directement sur l'implant, soit par l'intermédiaire de son pilier. Le transducteur est en acier inoxydable ou en titane commercialement pur. Il comprend un petit capteur auquel 2 éléments piezocéramiques sont attachés. Le transducteur est vibré en excitant un des éléments piezocéramiques avec un signal sinusoïdal, la réponse étant mesurée par le second élément.



**Figure 24 : Le système RFA.**

*Document Babu S, modifié d'après Meredith N, Alleyne D et Cawley P (1996) (50).*

Le signal d'excitation est une vague sinusoïdale variant en fréquence de 5 KHz à 15 KHz avec un pic d'amplitude de 1 Volt. La production de l'élément de réponse est amplifiée par un amplificateur de charge avant d'être donné à l'analyseur de la fréquence de réponse. La fréquence de résonance est enregistrée au pic du graphe représentant l'amplitude en fonction de la fréquence (*figure 25*).



**Figure 25 : Enregistrement de la fréquence de résonance au pic du graphe représentant l'amplitude en fonction de la fréquence.**

*D'après Meredith N, Alleyne D et Cawley P (1996) (50).*

La fréquence de résonance d'une telle oscillation peut se calculer comme suit :

$$R_f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{3EI}{l^3 m}}$$

Où  $R_f$  est la fréquence de résonance (Hz)

$l$  est la longueur effective de la longueur d'onde

$m$  est la masse du capteur (g)

$E$  est le module de Young du capteur ( $\text{GNm}^{-2}$ )

$I$  est le moment d'inertie.

Initialement, les instruments prototypes donnaient leurs résultats en Hz. Mais, chaque transducteur avait sa propre fréquence de résonance et la fréquence de résonance d'un même implant variait en fonction des transducteurs. La première version commercialisée de la technique RFA (Osstell™, Integration Diagnostic AB, Göteborg, Sweden) utilisait des transducteurs qui étaient calibrés par le fabricant (4).

Les mesures de fréquence de résonance sont maintenant exprimées par le quotient de stabilité implantaire (ISQ = Implant Stability Quotient). Elles sont basées sur les fréquences de résonance sous-jacentes et calibrées du transducteur utilisé.

Plus récemment, l'instrument commercial a été modifié (*figure 26*) : il est maintenant sans-fil et utilise une tige, en aluminium, appelée « Smartpeg® ». Le Smartpeg® est excité et la fréquence de résonance est exprimée électromagnétiquement en unité ISQ.



**Figure 26 : Le système Osstell®mentor.**  
*Document Straumann® (77)*

### 2.3.1.2 L'ISQ ou quotient de stabilité implantaire

L' ISQ pour « Implant Stability Quotient », est une échelle de mesure de la stabilité implantaire, dont les valeurs sont comprises entre 1 et 100 (77).

Selon les indications du constructeur (77), l'ISQ moyen est d'environ 70. L'échelle clinique peut aller de 40-45 à 85-90. La plupart des implants ont entre 55 et 80.

Une valeur ISQ faible (<50) est une indication d'un implant peu stable. Cliniquement, la valeur la plus faible que l'on peut voir est d'environ 40. Si la stabilité est inférieure à 30, l'implant est plus ou moins « perdu ». Des valeurs en-dessous de 20 ne seront pas vues, ou alors sur un modèle de laboratoire avec une faible stabilité artificielle.

Si la stabilité implantaire est symétrique (même stabilité dans toutes les directions), une seule valeur ISQ sera trouvée. Cependant, il est possible d'obtenir une valeur faible en combinaison avec une valeur élevée. Cela indique que l'implant a une bonne stabilité dans une direction, mais faible dans une autre, dépendant peut être d'un os fin dans une direction. Dans ce cas, à la fois la valeur la plus haute et la valeur la plus basse reflètent la stabilité implantaire. La plus haute valeur est normalement retrouvée en direction mésio-distale, et la valeur la plus basse en direction vestibulo-linguale. Toutes les deux donnent une bonne information sur la situation implantaire, et il peut être utile de suivre le développement des deux.

### 2.3.1.3 L'ISQ, indice de mesure de la stabilité

Selon le constructeur (77), l'Osstell® mesure la stabilité d'un implant ou plus exactement la rigidité de l'implant dans l'os environnant.

Les études *in vitro* de Meredith et coll. (49) ont montré une augmentation significative de la fréquence de résonance des implants avec l'augmentation de la rigidité, en enfouissant des implants dans du méthacrylate et en mesurant la fréquence de résonance à différentes périodes durant la polymérisation. Les mesures de fréquence de résonance ont également été faites sur des implants *in vivo* et les résultats s'alignaient sur les découvertes *in vitro*. Ces expériences, chez le lapin (52) et chez l'homme (51) ont montré que la fréquence de résonance et par conséquent la stabilité implantaire, augmentent avec le temps. Cela est le reflet de la transformation osseuse, du remodelage et de la maturation à l'interface os-implant qui apparaît avec le temps.

### 2.3.1.4 Valeur diagnostique, valeur pronostique

Les études *in vitro* et *in vivo* de Meredith et coll. (49) ont montré que la technique était capable d'obtenir des informations quantitatives relatives à la stabilité implantaire et à la rigidité. L'analyse par fréquence de résonance a aussi des applications potentielles en technique de recherche dans l'étude du devenir des implants dans les tissus compromis, et également pour identifier les effets des variations de la géométrie, du type et des caractéristiques de surface des implants.

Dans une étude sur éléments finis (39) visant à déterminer le comportement vibratoire d'un implant dentaire sous diverses conditions osseuses, les auteurs concluent que le système RFA peut servir d'outil diagnostique non invasif pour détecter la stabilité implantaire pendant les étapes de cicatrisation et dans les suivis de routine ultérieurs.

Les mêmes conclusions ressortent des études *in vivo*. Une étude chez le cochon d'Inde (66) prouve la possibilité pour la technique RFA de mesurer les changements de l'interface os/implant pendant la cicatrisation.

Enfin, dans une étude clinique incluant 23 patients (36), 9 implants sur les 81 posés ont abouti à un échec implantaire. Ces implants avaient montré une diminution de leur valeur de stabilité mesurée par la RFA. Les auteurs concluent que la technique est un outil de diagnostic de perte de stabilité, qui peut être utilisé pour éviter les échecs implantaires en ne mettant pas en charge les implants.

Cependant, d'autres études contredisent ces dernières en émettant des réserves sur la capacité de diagnostic et de pronostic du système RFA et concluent à la nécessité d'études supplémentaires pour permettre d'utiliser seul le système RFA.

Le système RFA a révélé des sensibilités cliniques dans la mesure de la stabilité implantaire et dans les changements de stabilité, mais on ne sait pas si la technique peut être utilisée pour prédire l'échec ou le succès implantaire (70).

Dans l'étude prospective de Nedir et coll. (59), ayant pour but d'évaluer la validité du système Osstell en tant qu'outil diagnostique capable de différencier les implants stables des



implants mobiles, les auteurs concluent que la méthode RFA n'était pas fiable. En effet, sur les 106 implants posés chez 36 patients, 2 ont été des échecs. Les valeurs ISQ enregistrées le jour de la pose étaient de 48 et 53, et ne permettaient donc pas de prédire le futur échec implantaire.

Enfin, selon Molly (57), les mesures de la stabilité primaire ont montré des corrélations significatives avec différentes densités osseuses et aussi avec le devenir de l'implant, mais il n'y a pas de preuve que la seule mesure donnée par l'appareil Osstell®, le jour de la pose implantaire, fournit une valeur prédictive du devenir de l'implant.

Le constructeur (77) indique également qu'il est impossible de baser sa décision de mise en charge immédiate uniquement par la valeur ISQ.

### **2.3.1.5 Conclusions sur RFA**

En conclusion, la technique RFA est un outil permettant de donner une idée de la stabilité implantaire, mais son utilisation clinique doit être réalisée avec prudence (69), en attendant des améliorations du système.

## **2.3.2 Autres moyens d'évaluation**

### **2.3.2.1 La percussion manuelle**

Initialement, on pensait que la stabilité pouvait être déterminée en exerçant une percussion axiale sur un implant et son pilier avec un instrument métallique (49). Le caractère du son émis devait indiquer si l'implant avait une bonne ou une mauvaise stabilité (70).

Cependant, ce test est subjectif. Une simple percussion avec un manche de miroir ne va pas transférer suffisamment d'énergie à l'implant pour permettre de faire des mesures exactes (49). Un tel test ne peut pas distinguer les stabilités qui apparaissent entre les 2 extrêmes (70). De plus, il est relativement insensible à l'évolution de la stabilité implantaire (49).

### 2.3.2.2 Le Periotest®



**Figure 27 : Le Periotest®.**  
*Document [www.med-gulden.com](http://www.med-gulden.com)*

Un instrument électronique a été développé (Periotest® ; Siemens AG, Bensheim, Germany) (50), conçu pour donner des mesures quantitatives du ligament parodontal entourant une dent et ainsi établir une valeur de sa mobilité. Le Periotest® (*figure 27*) comprend une pièce à main contenant une tige en métal qui est accélérée à travers la dent par un électro-aimant. La durée de contact de la tige sur la dent est mesurée par un accéléromètre. Le logiciel de l'instrument a été conçu pour relier le temps de contact comme étant fonction de la mobilité dentaire. Le résultat est affiché numériquement sur une échelle allant de -8 (faible mobilité) jusqu'à +50 (mobilité importante).

De nombreux auteurs ont rapporté l'application potentielle du Periotest® pour mesurer la mobilité implantaire (49,50). Dans une revue de la littérature, Olivé and Aparicio (64) décrivent les valeurs Periotest® obtenues pour un certain nombre de systèmes implantaires. Les valeurs typiques obtenues pour le système implantaire ITI étaient comprises entre -5 et +5. Cela forme un rang étroit sur l'échelle de l'instrument. Un implant sain entouré d'os expose des caractéristiques de rigidité et de masse effective différentes en comparaison avec une dent supportée par un ligament parodontal et apparaît donc plus rigide, d'où les valeurs Periotest® faibles.

Ainsi, lorsqu'il est utilisé pour mesurer la stabilité implantaire, le Periotest® ne présente aucune pertinence par manque de sensibilité. De plus, ces résultats peuvent être influencés par des facteurs méthodologiques qui apparaissent quand on exécute le test (70).

En effet, dans une étude ayant pour but de déterminer l'utilisation du Periotest® pour la mesure de la mobilité d'implants, Derhami et coll. (25) ont rapporté une bonne fiabilité des

mesures inter-examineurs mais ont souligné l'influence de divers facteurs sur les mesures Periotest®, tels que le point de mesure vertical sur le pilier implantaire, l'angulation de la pièce à main et la distance horizontale de la pièce à main à l'implant.

Enfin, il n'y a, à ce jour, aucune preuve que le simple report d'une mesure utilisant l'appareil Periotest® fournit une valeur prédictive du devenir de l'implant (57).

### **2.3.2.3 Mesure du torque d'insertion**

Johansson et Strid (42) sont les premiers à rapporter l'utilisation des mesures de la résistance au forage pendant la chirurgie implantaire. Cette technique (*figure 28*) mesure le courant électrique utilisé par le foret pendant la préparation d'un site implantaire ou lors de la pose d'un implant auto-taroudant (70).

Alors que cette technique n'est pas strictement non-invasive, elle n'abîme pas irréversiblement le site implantaire puisque le forage est l'étape préalable à la mise en place implantaire (49). Mais, il est évident que cette méthode n'est pas renouvelable *in vivo* et ne permet donc pas de suivre l'évolution de la stabilité implantaire au cours de l'ostéointégration.

D'autre part, certains auteurs (57) ont utilisé la valeur du pic de torque d'insertion comme une indication de la stabilité primaire. La valeur du pic d'insertion est générée quand la tête de l'implant siège dans l'os cortical. Ils s'accordent à dire qu'une valeur de 32N/cm sur les 3 ou 4 derniers tours d'insertion de l'implant permet d'indiquer un protocole de mise en fonction immédiate.

Cependant, bien que la technique donne une idée de la possibilité d'obtention d'une bonne stabilité primaire, elle ne mesure pas directement la stabilité implantaire (70).

En effet, il n'y a, à ce jour, aucune preuve que les mesures de torque d'insertion fournissent un moyen valide pour déterminer la stabilité primaire(57).



**Figure 28 : Le système Osseocare®, mesurant le torque d'insertion.**

*Document [www.nobelbiocare.com](http://www.nobelbiocare.com)*

### **2.3.3 Corrélations entre les différents systèmes de mesure non-invasifs**

Dans une étude de Boronat Lopez et coll. (15), des mesures de la stabilité primaire ont été effectuées sur 133 implants, *in vivo*. Il a été démontré que la force d'insertion était proportionnelle à la fréquence de résonance, avec un ISQ croissant pour des forces d'insertion plus élevées.

De même, dans une étude incluant 85 patients et 158 implants (82), Turkyilmaz et coll. retrouvent une forte corrélation entre les valeurs de torque et les valeurs RFA. Friberg et coll. (32) précisent que la corrélation avec le système RFA était la plus significative pour les valeurs de torque réalisées dans le 1/3 supérieur, c'est-à-dire la portion crestale.

Cependant, ces données sont à relativiser car toutes les études ne s'accordent pas. En effet, une étude *in vivo* (21) et deux *ex vivo* (2,61) n'observent pas de corrélation entre les mesures RFA et les valeurs de torque d'insertion.

Dans cette dernière étude de Nkenke et coll. (61), il n'a pas été retrouvé non plus de corrélation avec le Periotest®, ni entre le Periotest® et le système Osstell®, alors que l'étude de Tricio et coll. (81) montre une forte corrélation entre les valeurs Periotest® et la force d'insertion.

En conclusion, la validité et la fiabilité des différentes méthodes utilisées pour déterminer la stabilité primaire ne peuvent pas être établies. En effet, la stabilité primaire est un paramètre difficile à évaluer, car elle dépend de multiples facteurs.

## 2.4 Facteurs influençant la stabilité primaire

La stabilité primaire va dépendre essentiellement de la qualité de l'os, du volume osseux disponible, de la technique chirurgicale et de la forme de l'implant, surtout dans un os de faible densité (24).

### 2.4.1 Facteurs liés à la technique chirurgicale

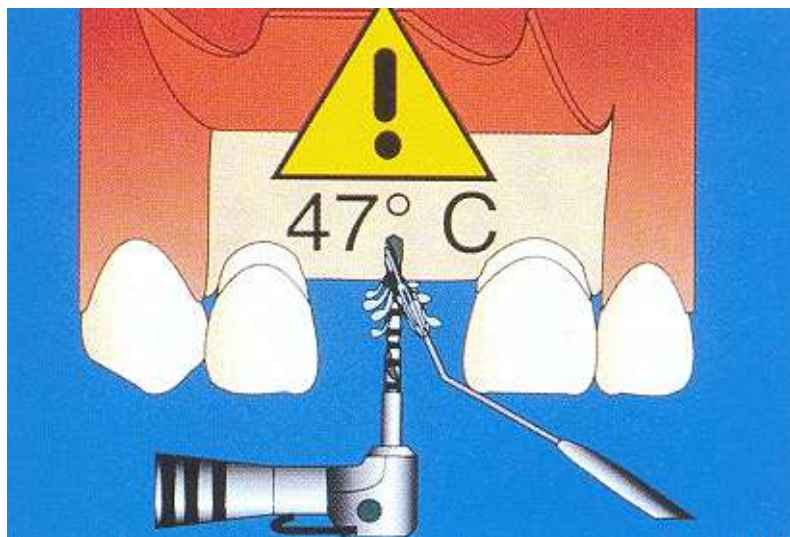
#### 2.4.1.1 Contrôle de la température

(24)

L'élévation de la température locale provoque la destruction des cellules responsables de la cicatrisation osseuse. Le seuil critique pour la nécrose du tissu osseux, est une température de 47°C, appliquée pendant 1 minute (*figure 29*). A une température de 50°C, appliquée pendant plus d'une minute, le seuil critique de non-régénération osseuse est atteint. La cicatrisation s'effectue alors par un phénomène de réparation, avec formation de tissu conjonctif ou de tissu fibreux autour de l'implant.

L'utilisation de forets tranchants, de diamètre progressif, à vitesse appropriée au diamètre de l'implant (800-1200 trs/min), associée à une irrigation abondante, permet d'éviter une élévation thermique excessive.

Des températures élevées de forage peuvent survenir en présence d'un os très corticalisé et/ou si des forets émoussés sont utilisés.

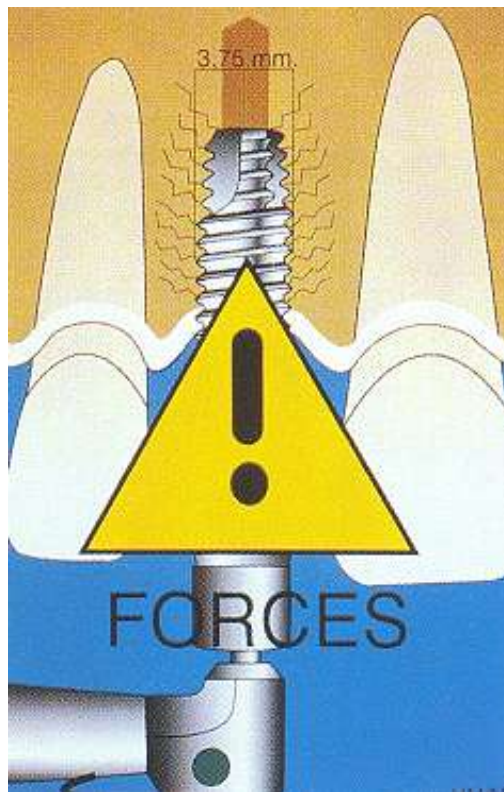


**Figure 29: Contrôle de l'échauffement lors du forage : le seuil critique pour la nécrose du tissu osseux est une température de 47°, appliquée pendant une minute.**

*D'après Davarpanah M. et Martinez H. (Editions CdP, 2000) (23)*

### 2.4.1.2 Forces d'insertion de l'implant

Des forces d'insertion trop importantes peuvent induire une résorption osseuse péri-implantaire (compression de l'os). Une mise en place délicate de l'implant, permettant une bonne stabilité, est donc recommandée (*figure 30*) (23).



**Figure 30 : Contrôle des forces d'insertion lors de la mise en place de l'implant.**  
*D'après Davarpanah M. et Martinez H. (Editions CdP, 2000) (23)*

## 2.4.2 Facteurs liés à l' implant

### 2.4.2.1 Longueur et diamètre

L'influence de la longueur et du diamètre implantaire sur la stabilité implantaire a été largement étudiée.

Dans l'étude *in vitro* de Meredith (50), il n'est pas observé de différence significative dans les valeurs RFA obtenues pour des implants de différentes longueurs (de 7 à 20 mm). *In vivo*, l'étude de Bischof et coll. (106 implants) a montré que la longueur et le diamètre implantaires n'affectaient pas la stabilité primaire (14).

Cependant, deux études ont montré des faibles corrélations négatives entre la stabilité primaire, mesurée par analyse de la fréquence de résonance, et la longueur des implants :

- Miyamoto et coll. (56) ont étudié l'influence de l'épaisseur de la corticale et de la longueur de l'implant sur la stabilité implantaire chez 50 sujets et 225 implants et ont observé une corrélation négative entre les mesures de stabilité primaire et la longueur des implants.
- Boronat et coll. (15) ont mesuré l'ISQ de 133 implants, de longueur comprise entre 8.5mm et 16mm : plus les implants étaient longs, plus les valeurs ISQ étaient faibles.

Dans cette dernière étude, les auteurs ont également observé une meilleure stabilité pour les implants de diamètre plus large (48 implants de diamètre 5.5mm comparés à 85 implants de diamètre 4.2 mm).

Ainsi, l'influence de la longueur et du diamètre implantaires sur la stabilité implantaire semble être secondaire et ne peut être mise en évidence qu'à partir d'un nombre conséquent d'échantillons.

#### **2.4.2.2 Forme de l'implant**

Certaines formes d'implants permettent une meilleure stabilisation primaire (24). Dans une étude clinique comparant 2 méthodes pour améliorer la stabilité primaire implantaire, O'Sullivan et coll. (63) ont observé que l'énergie moyenne requise pour l'insertion des implants était significativement inférieure avec les implants Mk IV (de forme conique), en comparaison avec les implants standards Brånemark . Ils concluent que le design de l'implant Mk IV augmente la stabilité primaire en réduisant l'énergie transmise à l'os sur le site implantaire.

Glauser et coll. (35) soulignent également que la forme conique de l'implant permet une meilleure répartition des forces mécaniques et ainsi préserve la stabilité primaire. Dans une étude prospective, ils se sont intéressés au devenir de 102 implants Brånemark de type Mk IV, mis en charge immédiatement. Ils concluent que la conicité apparaît être un atout dans la réussite du traitement implantaire à mise en charge immédiate.

### **2.4.2.3 Influence du filetage**

Une étude (78) compare les implants vissés aux implants impactés, dits lisses. Pour cela, les auteurs ont développé un modèle éléments finis en 3D. Ils concluent que les implants vissés seraient un meilleur choix, en particulier dans les os de faible qualité. En effet, la multiplication des spires augmente la surface de contact entre l'implant et l'os et améliore ainsi la stabilité initiale. De plus, le filetage est à l'origine de la décomposition des forces masticatoires axiales en deux vecteurs, l'un perpendiculaire et l'autre parallèle au plan des spires. Cette division offre une meilleure répartition des forces et diminue le champ d'action des micro-mouvements, délétères à la stabilité initiale.

## **2.4.3 Facteurs liés aux conditions osseuses locales**

### **2.4.3.1 Localisation du site implantaire**

#### ***2.4.3.1.1 Secteur maxillaire et secteur mandibulaire***

Tous les auteurs s'accordent pour retrouver une meilleure stabilité implantaire à la mandibule qu'au maxillaire.

Les mesures de la résistance au forage ont été analysées dans 31 sites implantaires répartis sur 6 mandibules et 4 maxillaires de cadavres humains (34). Les résultats ont montré des valeurs plus importantes à la mandibule qu'au maxillaire.

Ces résultats, obtenus *ex vivo*, ont été confirmé dans plusieurs études cliniques :

- Dans l'étude de Bischof et coll.(14) incluant 36 patients, chez lesquels 106 implants ont été placés, la stabilité primaire mesurée par la fréquence de résonance était plus importante à la mandibule ( $ISQ = 60 \pm 7$ ) qu'au maxillaire ( $ISQ = 55 \pm 7$ ).
- De même, dans une étude sur la stabilité primaire de 133 implants (15), l'ISQ était plus important à la mandibule (68.9 en moyenne) qu'au maxillaire (57.8).
- Miyamoto et coll. (56) obtiennent également des valeurs significativement plus importantes à la mandibule ( $ISQ = 72 \pm 5$ ) qu'au maxillaire ( $ISQ = 63.5 \pm 5$ ).



#### **2.4.3.1.2 Secteur antérieur et secteur postérieur**

En revanche, il apparaît difficile de mettre en évidence une différence significative des mesures de stabilité primaire entre les secteurs antérieurs et postérieurs.

Dans cette dernière étude (56), il n'y avait pas de différence entre les secteurs antérieurs et postérieurs. Une différence a pu être retrouvée uniquement au maxillaire, avec des valeurs ISQ supérieures dans les secteurs postérieurs.

Dans l'étude *ex vivo* de Friberg et coll. (31), seulement une tendance a été mise en évidence, avec des valeurs de résistance au forage plus importantes en secteur antérieur.

#### **2.4.3.2 Qualité osseuse**

Dans une revue de la littérature, Sennerby et Roos (71) listent les déterminants chirurgicaux du succès implantaire. Ils constatent que des taux d'échecs importants sont associés à une qualité osseuse faible.

En effet, les conditions osseuses ont une large influence sur la stabilité implantaire, comme le montrent Pattijn et coll., dans une étude chez le cochon d'Inde (66).

##### **2.4.3.2.1 Classification Lekholm et Zarb**

Dans l'étude de Bischof et coll. (36 patients, 106 implants), la stabilité primaire, mesurée grâce au système Osstell®, est significativement plus importante dans l'os de type I ( $62.8 \pm 6.7$ ) que dans l'os de type III ( $56.0 \pm 7.8$ ) (14).

Boronat et coll. (15) ont également étudié les corrélations entre le type d'os (suivant la classification de Lekholm & Zarb) et la stabilité primaire, mesurée par RFA et par la force d'insertion (IF). Ils retrouvent les mêmes résultats : plus l'os est compact, plus les valeurs ISQ et IF sont importantes.

Huang et coll. (39) ont développé un modèle d'éléments finis en 3D d'un implant de type cylindrique. L'implant a été placé dans un cube d'os. Les effets des conditions de l'os sur les fréquences de résonance de l'implant ont été enregistrées par ordinateur avec différents types d'os et de densités osseuses variables. La fréquence de résonance dans l'os de type III

diminuait linéairement lorsque les densités osseuses étaient réduites. D'autre part, la plus haute valeur de fréquence de résonance a été mesurée lorsque l'implant a été placé dans de l'os de type I. En revanche, la fréquence de résonance dans l'os de type IV était presque 4 fois inférieure à celle trouvée dans le modèle de type I.

Mais, comme nous l'avons vu dans la 1<sup>ère</sup> partie, cette classification est subjective. Certains auteurs ont alors cherché à corréler la stabilité primaire aux valeurs de densité osseuse mesurées par le scanner.

#### ***2.4.3.2.2 Densité osseuse analysée par Scanner (unité Hounsfield)***

Dans une étude sur 108 patients, 142 mesures de la stabilité primaire ont été effectuées, à partir du système Osstell® (mesure RFA) et du système Osseocare® (mesure du torque d'insertion). Des corrélations significatives ( $p < 0.001$ ) ont été observées entre les mesures de la stabilité primaire et la densité osseuse en unité Hounsfield, évaluée à partir du scanner (84).

Friberg et coll. se sont également intéressés à l'influence de la qualité osseuse sur les valeurs de torque d'insertion, tout d'abord *in vitro* sur des côtes de porcs (33), puis sur 10 spécimens d'autopsie (34). Une comparaison entre les valeurs de résistance au forage et les valeurs de densité osseuse des sites préparés a montré une corrélation statistiquement significative.

L'évaluation de la densité osseuse par le scanner, bien qu'elle soit plus précise et objective, n'est pas suffisante pour déterminer les paramètres histomorphométriques de l'os. Pourtant, la connaissance des propriétés de l'os trabéculaire et de l'os cortical nous amènerait à mieux appréhender le tissu péri-implantaire et ainsi planifier le traitement plus efficacement. Cependant, peu d'études ont cherché à corréler les paramètres histomorphométriques aux mesures de stabilité primaire.

### **3 Etude *ex vivo* de la stabilité primaire implantaire au travers des paramètres osseux et du système Osstell®mentor**

### **3.1 Introduction**

Nous avons vu dans la 2<sup>ème</sup> partie que la stabilité primaire était liée aux conditions osseuses. En effet, de nombreux articles ont corrélié la quantité et la qualité osseuse aux différents moyens de mesure de la stabilité primaire.

Cependant, comme nous l'avons souligné, peu d'études se sont intéressées aux paramètres histomorphométriques du tissu osseux, pourtant plus précis et plus révélateurs des caractéristiques biomécaniques de l'os.

C'est pourquoi nous avons mené cette recherche. Après analyse des résultats RFA et des valeurs des paramètres osseux données par le scanner et le microscanner, notre étude a pour but de confronter ces résultats, à la recherche d'une corrélation. En effet, la validation de la capacité du système Osstell® à analyser les conditions osseuses péri-implantaires serait d'une grande aide pour le praticien dans la prévision du traitement.

### **3.2 Matériel et méthodes**

#### **3.2.1 Choix des sujets**

L'étude a été menée à partir de trois sujets anatomiques. Il s'agit d'un homme de 53 ans (sujet 2) et de deux femmes, de 67 ans (sujet 1) et 80 ans (sujet 3). Ces trois sujets ont fait don de leur corps au laboratoire d'anatomie de Nantes. La cause de leur décès est inconnue.

Trois maxillaires et trois mandibules ont donc servi pour l'étude, fournissant 22 sites implantaires.

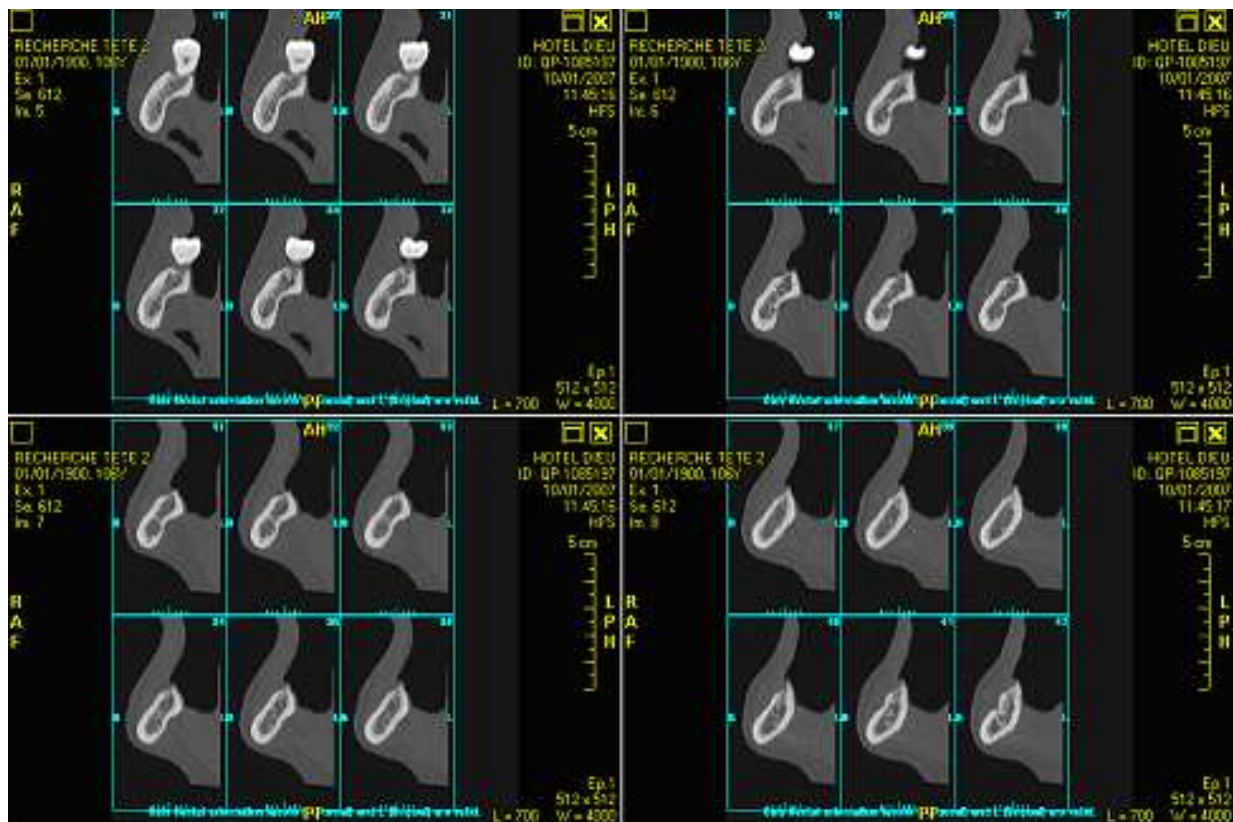
#### **3.2.2 Détermination des sites implantaires à l'aide du scanner**

La première étape du protocole a consisté en l'analyse tomographique des têtes. Les trois scanners ont été réalisés au service de radiologie du CHU de Nantes. Il s'agit d'un appareil de marque Siemens, Sensation multibarettes-16 (*figure 31*). L'acquisition était de 0.75mm tous les 0.4mm. Les coupes coronales et axiales sont reconstruites tous les millimètres. Le principe et la technique du scanner sont décrits dans la 1<sup>ère</sup> partie.

L'analyse des scanners a permis aux chirurgiens de déterminer les futurs sites implantaires (*figure 32*).



**Figure 31 : Scanner multibarettes Sensation 16.**  
*Document [www.linz.at](http://www.linz.at)*



**Figure 32 : Coupes coronales obtenues par scanner.**  
*Dr Marie Gayet, CHU de Nantes.*

### 3.2.3 Chirurgie implantaire

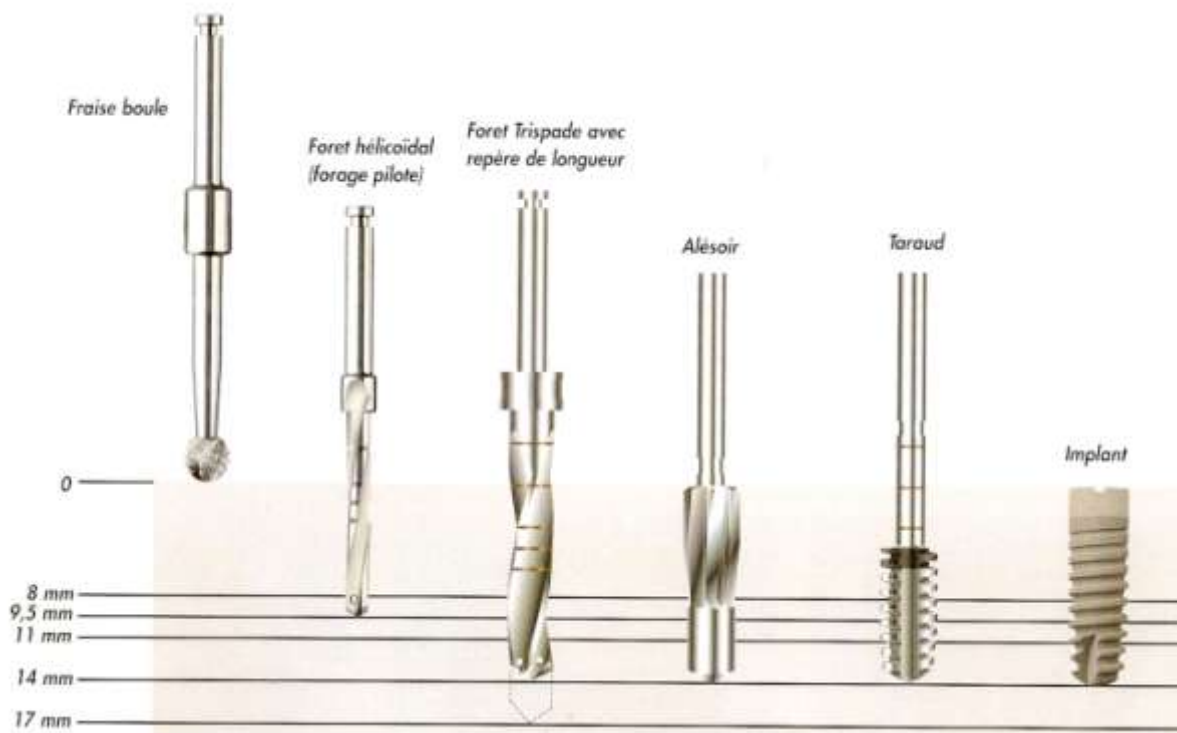
Il a été décidé de poser 22 implants, répartis sur les 3 maxillaires et les 3 mandibules. L'implantation a été réalisée au laboratoire d'anatomie de l'Université de Nantes.

Trois types d'implants ont été utilisés : deux types de marque Straumann® : 4.1-4.8 et 4.8-4.8 et un type de marque Ankylos® de diamètre 3.5, type A11.

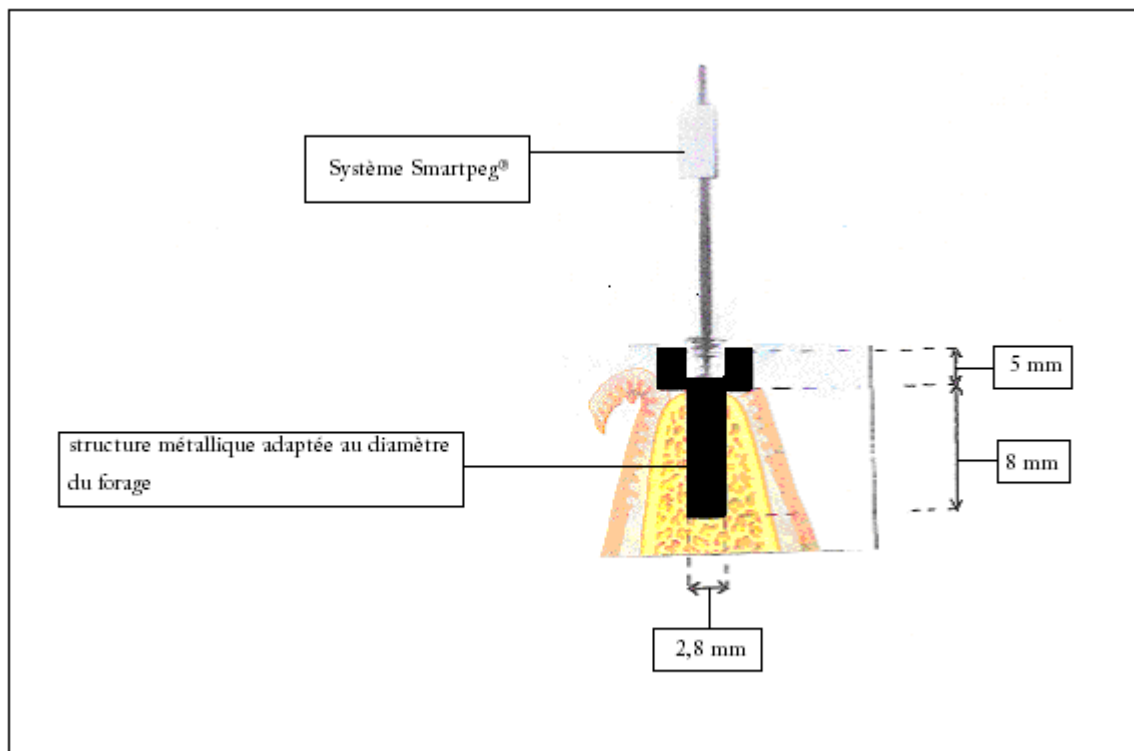
Le protocole chirurgical est celui recommandé par les 2 firmes Ankylos® (*figure 33*) et Straumann®. Les forages ont été réalisés avec un moteur NSK Surgic XT à 1400 tours/min pour le foret pilote puis 600 tours/min pour les forets terminaux.

A l'issue du premier forage, effectué à l'aide d'un foret pilote de 2.8mm de diamètre et de 8mm de longueur, un système Smartpeg® a été vissé sur une structure métallique, spécialement conçue pour l'étude, et adaptée au diamètre du forage. Une première série de mesures RFA a été réalisée (*figure 34*).

Puis, le protocole de forage s'est poursuivi, jusqu'à la pose des implants. Un Smartpeg® a ensuite été vissé sur les implants et une autre série de mesures RFA a été réalisée (*figure 35*).



**Figure 33 : Exemple de protocole de forage pour le système Ankylos®.**  
*Document Dentsply Friadent*



**Figure 34 : Système Smartpeg® pré-implantaire**  
*Modifié, d'après Babu S.*



**Figure 35 : Pose implantaire et mesure RFA à l'aide du système Osstell®mentor**

### 3.2.4 Mesures RFA

Deux séries de mesures ont donc été réalisées :

- la première, sur un Smartpeg® vissé sur une structure métallique, elle-même insérée dans l'espace créé par le forage pré-implantaire.
- la seconde, sur un autre Smartpeg®, vissé sur les implants.

Pour chaque série de mesures, il était prévu d'enregistrer l'ISQ dans 4 orientations différentes : en mesio-distal, disto-mésial, vestibulo-palatin et palato-vestibulaire. En réalité, les mesures mésio-distales et disto-mésiales, bien que recommandées par le constructeur, se sont révélées difficiles à réaliser, du fait de la présence de dents adjacentes à l'implant. Nous les avons alors abandonnées, au profit des mesures en vestibulaire et en palatin.

La sonde de mesure montée sur l'instrument de l'Osstell®mentor était approchée tout près de la pointe du Smartpeg®, sans toutefois la toucher. Un signal audible confirmait la mesure, et le quotient de stabilité de l'implant était alors affiché numériquement sur l'écran de l'Osstell®. La validation des valeurs obtenues a été confirmée par la réalisation systématique d'une tare avérée reproductible et stable.

Une fois toutes les mesures enregistrées, l'étape suivante a consisté en la préparation des échantillons.

### 3.2.5 Préparation des échantillons

Les maxillaires et les mandibules ont été disséqués au laboratoire d'anatomie. Les implants furent ensuite déposés, en prenant soin de ne pas altérer la structure osseuse. La dépose a été effectuée à l'aide d'une clé dynamométrique.

Les échantillons ont été congelés à nouveau, puis sectionnés à la scie (*figure 36*). Pour être analysés au microscanner, les échantillons ne doivent pas avoir une épaisseur supérieure à 0.5 cm. C'est pourquoi, nous avons parfois été obligé d'effectuer les sections au milieu des sites implantaire, de façon à pouvoir observer par la suite toute la structure osseuse autour de l'implant.

Sur un même échantillon, on pouvait ainsi observer la moitié distale d'un site implantaire et la moitié mésiale du site adjacent. 48 échantillons ont ainsi été obtenus (*figure 37*).





**Figure 36 : Section des échantillons**

Les échantillons ont été répertoriés pour permettre une traçabilité efficace.



**Figure 37 : Conservation des échantillons**

### 3.2.6 Analyse au Microscanner

Les échantillons ont ensuite été analysés grâce au microscanner « Skyscan 1072 » (figure 38), au laboratoire d'ingénierie ostéo-articulaire et dentaire de Nantes (INSERM UMR 791). L'appareil possède une résolution spatiale de 5  $\mu\text{m}$ .



**Figure 38 : Microscanner « Skyscan 1072 »**  
*Laboratoire d'ingénierie ostéo-articulaire et dentaire, Nantes.*

#### 3.2.6.1 Paramètres d'acquisition

Les paramètres d'acquisition ont été réglés à 100 kV pour la source voltage et 91mA d'intensité, générant 9 W de puissance. Les images ont été prises sur une rotation de 180° avec un pas de 0.675. La taille du pixel oscille autour de 19 $\mu\text{m}$ . Les coupes font environ 20 $\mu\text{m}$  d'épaisseur et chaque échantillon représente entre 250 et 300 images avec ces paramètres d'acquisition.

#### 3.2.6.2 Reconstruction par N-RECON

Ces images natives sont sous le format Tif et le logiciel N-RECON permet d'effectuer une reconstruction par calculs en sélectionnant des régions d'intérêt. Le logiciel permet aussi de faire un smoothing, moyennage d'image. Le calcul du smoothing doit être en adéquation avec le zoom choisi initialement. En effet, nous avons opté pour le zoom le plus faible (14) en fonction du matériel observé, les trabécules. Le format obtenu est le bitmap (bmp) avec des images de 1024\*1024 pixels avec une valeur maximale du pixel à 19,18 $\mu\text{m}$ .

Toutes les informations relatives aux images et à leurs transformations sont scrupuleusement répertoriées dans des fichiers textes.

### 3.2.6.3 Analyse par CT-An

Le logiciel CT-An permet, à partir des fichiers fournis par N-Recon, d'effectuer de nombreux calculs sur les paramètres histomorphométriques.

Pour cela, nous avons créé des régions d'intérêt (ROI, pour « Region Of Interest ») (figure 39) :

- pour étudier les paramètres de l'os trabéculaire, la ROI comprend l'os trabéculaire entourant l'implant, en évitant les obstacles anatomiques tels que le nerf alvéolaire inférieur.
- pour étudier l'épaisseur de la corticale, nous avons sélectionné, pour chaque implant, la corticale vestibulaire ainsi que la corticale palatine/linguale.

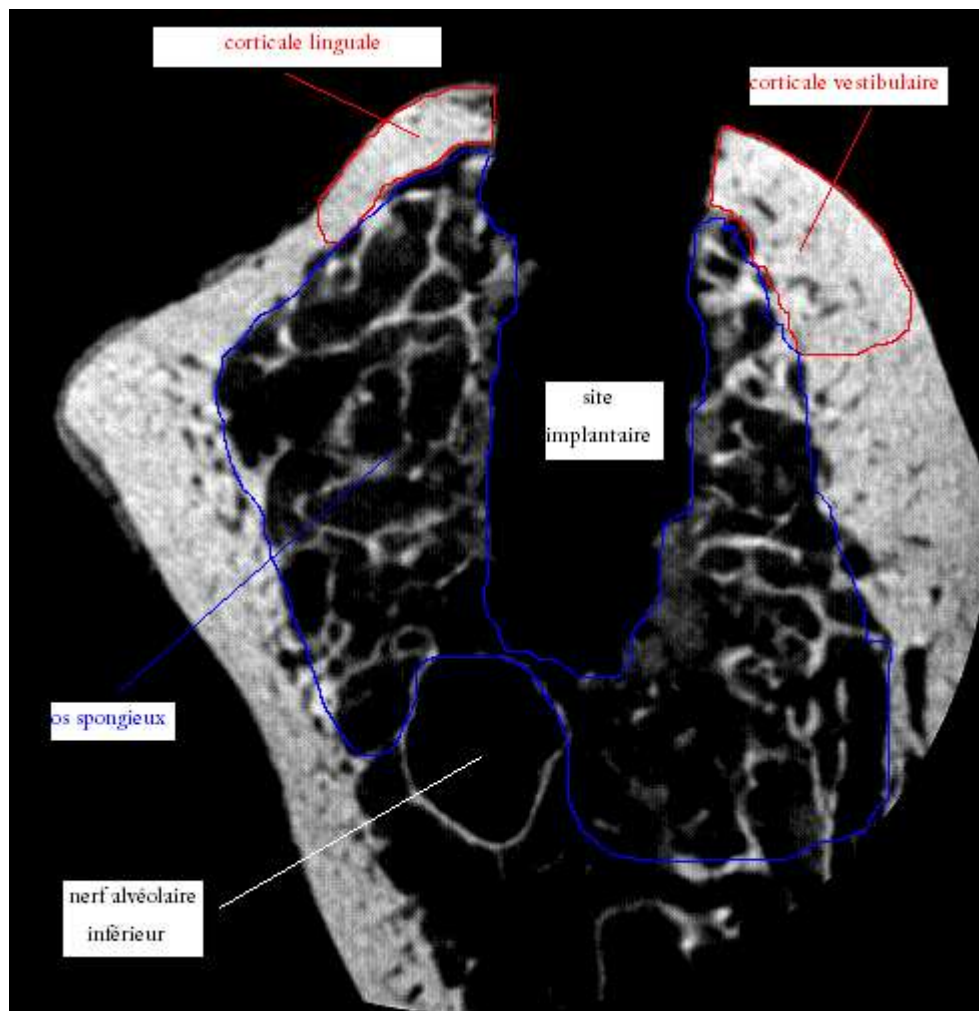
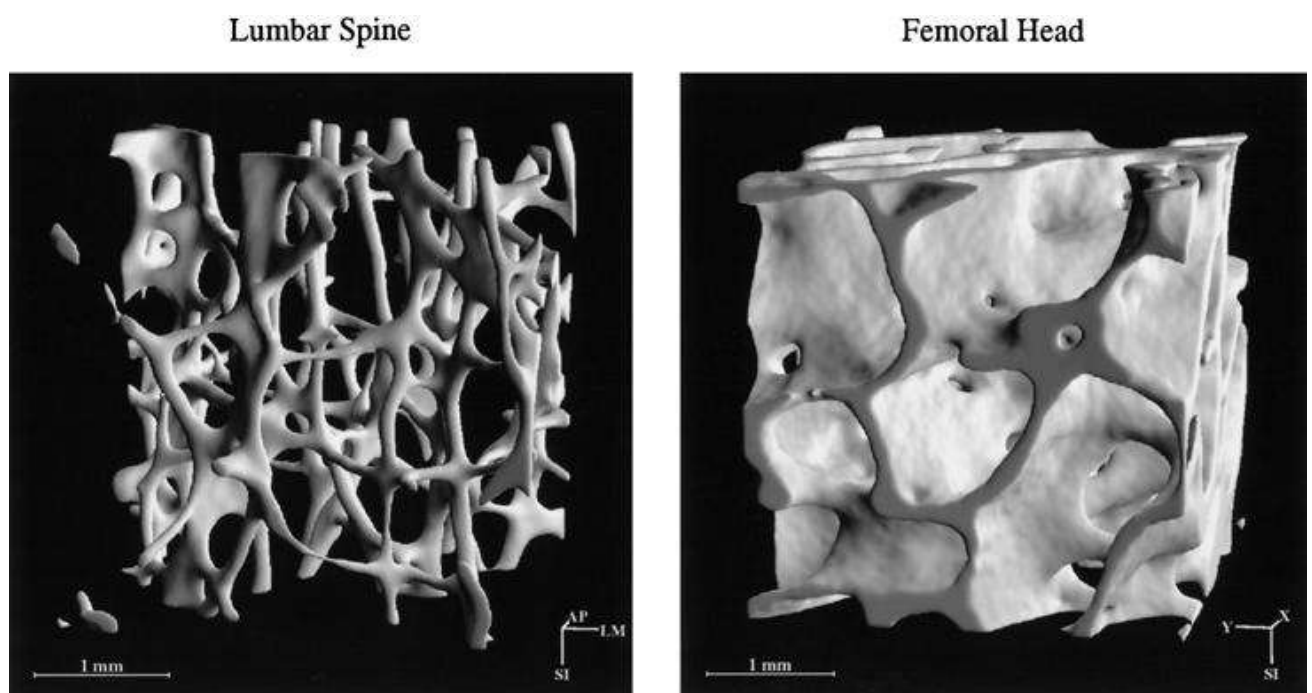


Figure 39 : Régions d'intérêts

### 3.2.6.4 Paramètres histomorphométriques de l'os trabéculaire

Il faut considérer la structure trabéculaire osseuse comme une structure en nid d'abeille. En schématisant, on peut la représenter sous la forme de deux modèles simples : un modèle d'assiettes parallèles ou parallel plate model (PPM) et un modèle de baguettes cylindriques ou cylinder rod model (CRM). Les paramètres calculés lors de l'approche 2D le sont dans les deux modèles, la valeur réelle se trouvant entre les deux (75).



**Figure 40 : Structure en baguette et en assiette de l'os trabéculaire.**  
**Dans les vertèbres lombaires (à gauche), le modèle de baguettes cylindriques prédomine. La structure trabéculaire des têtes fémorales (à droite) est généralement un modèle d'assiettes parallèles.**

*D'après Hildebrand T, Laib A, Muller R et coll. (1999) (38)*

#### 3.2.6.4.1 La fraction volumique d'os ( $BV/TV$ )

(75)

La fraction volumique de l'os ( $BV/TV$ ) représente la proportion du volume d'os trabéculaire effectivement occupé par l'os. Cette donnée n'est interprétable que si l'échantillon ne contient que de l'os trabéculaire. La corticale ne peut pas être étudiée par ce paramètre.

TV pour « Tissue Volume » représente le volume total de la ROI sélectionnée. Il est calculé à partir des deux dimensions.

BV pour « Bone Volume » représente le volume osseux de la ROI sélectionnée. Il est également mesuré dans les deux dimensions.

#### **3.2.6.4.2 Le nombre (Tb.N) et l'épaisseur (Tb.Th) des trabécules**

Ce sont les premiers paramètres développés par Parfitt et coll., en 1987 (47). Ces paramètres sont en fait non pas mesurés mais calculés. Ils dépendent en très grande partie du volume trabéculaire osseux de telle sorte qu'ils ne reflètent qu'imparfaitement la microarchitecture osseuse (19).

##### **3.2.6.4.2.1 Epaisseur des trabécules: Tb.Th pour « Trabecular Thickness »**

(75)

Modèle d'assiettes parallèles :

$$Tb.Th = 2 / (BS/BV)$$

Modèle de baguettes cylindriques :

$$Tb.Th = 4 / (BS/BV)$$

Dans ces équations, le BS/BV est le rapport de la surface de l'os (BS pour « Bone Surface ») sur le volume (BV pour « Bone Volume ») en  $mm^{-1}$ .

L'utilisation du modèle tridimensionnel permise par le microscanner fait que la mesure de l'épaisseur des trabécules est indépendante du modèle.

##### **3.2.6.4.2.2 Nombre de trabécules : Tb.N pour « Trabecular Number »**

(75)

Il représente le nombre de trabécules observées par unité de longueur, dans une structure trabéculaire. Les calculs 2D sont corrélés avec les valeurs de l'épaisseur des trabécules.

Modèle d'assiettes parallèles :

$$Tb.N = (BV/TV) / Tb.Th$$

Modèle de baguettes cylindriques

$$Tb.N = \sqrt{[(4/\pi)(BV/TV)]} / Tb.Th$$

#### **3.2.6.4.3 Le facteur de répartition trabéculaire (Tb.Pf)**

(19,22,47)

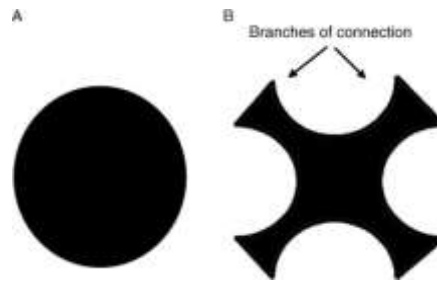
Le trabecular bone pattern factor (Tb.Pf) ou facteur de répartition trabéculaire a été proposé par Hahn et coll. en 1992 (19).

C'est un indice reflétant la connectivité. Son calcul repose sur la mesure de la surface et du périmètre osseux avant et après dilatation des travées (47).

Il consiste tout d'abord à mesurer à partir de l'image binaire l'aire de la région d'intérêt occupée par du tissu osseux (A1) et le périmètre de celle-ci (P1). On réalise ensuite une dilatation de l'image (augmentation de la taille des travées osseuses) habituellement de 1 pixel et on effectue à nouveau les mesures (A2 et P2). Le Tb.Pf se définit dès lors comme suit : (périmètre de l'os P1 – périmètre de l'os après dilatation P2) / (Aire de l'os A1 – Aire de l'os après dilatation A2).

Quand le réseau trabéculaire est très déconnecté, les surfaces convexes sont prédominantes et le processus de dilatation augmente le périmètre de la structure, alors que l'aire n'est que modestement affectée. La tendance est opposée dans une structure bien connectée.

La dilatation permet ainsi d'apporter des informations sur le caractère convexe ou concave de la structure osseuse (19). Par exemple, dans l'ostéoporose, la perte des connexions intertrabéculaires est à l'origine d'une prédominance des structures convexes (*figure 41-A*) dont rend compte le Tb.Pf, celui-ci étant d'autant plus élevée quand des trabécules hautement déconnectées sont observées (47). A l'inverse, des valeurs Tb.Pf faibles signent la concavité (*figures 41-B*) et indiquent que le tissu osseux est très connecté (19).



**Figure 41: Représentation du Trabecular Bone Pattern Factor (Tb.Pf).**  
**B: représente une figure avec des éléments concaves = structure bien connectée.**  
**A: représente une figure convexe (sphère) = structure peu connectée.**  
*D'après Dalle Carbonare et coll. (2005) (22)*

```
CT Analyser, Version: 1.5.0.2
Date and time,30.03.2007 11:00
Operator identity,Paul Pilet
Computer name,OK-R9DQHH6H6UAX
Computation time,00:00:18
Dataset folder,I:\Julie Roze\S1 mesial37 H\
Pixel size,19.19939,um
Lower grey threshold,5
Upper grey threshold,251

Summary 2D data
-----
Tissue volume,TV,32989063.25000,pixel^3
Bone volume,BV,24133712.12500,pixel^3
Percent bone volume,BV/TV,73.15671,%
Tissue surface,TS,1166513.56588,pixel^2
Bone surface,BS,4250882.14563,pixel^2
Bone surface / volume ratio,BS/BV,0.17614,1/pixel
Mean total crossectional tissue area,T.Ar,370663.63202,pixel^2
Mean total crossectional tissue perimeter,T.Pm,2898.64400,pixel
Mean total crossectional bone area,B.Ar,271165.30478,pixel^2
Mean total crossectional bone perimeter,B.Pm,31543.21793,pixel
Mean number of objects per slice,Obj.N,1197.94382,
Average object area per slice,Av.Obj.Ar,226.35895,pixel^2
Average object size per slice,Av.Obj.Le,16.97672,pixel
Mean polar moment of inertia,MMI(polar),20421297974.91906,pixel^4
Mean eccentricity,Ecc,0.77308,
Crossectional thickness,Cs.Th,17.19326,pixel
Trabecular thickness (plate model),Tb.Th(pl),11.35468,pixel
Trabecular separation (plate model),Tb.Sp(pl),4.16636,pixel
Trabecular number (plate model),Tb.N(pl),0.06443,1/pixel
Trabecular diameter (rod model),Tb.Dm(rd),22.70937,pixel
Trabecular separation (rod model),Tb.Sp(rd),0.82069,pixel
Trabecular number (rod model),Tb.N(rd),0.04250,1/pixel
Mean trabecular pattern factor,Tb.Pf,-0.34011,1/pixel
Percent porosity,Po,17.06455,%
Centroid (x),Crd.X,338.32497,pixel
Centroid (y),Crd.Y,450.80068,pixel
Centroid (z),Crd.Z,505.05836,pixel
Mean fractal dimension,FD,1.27557,
```

**Figure 42 : Fichier texte de calcul des paramètres histomorphométriques donné par le logiciel CT-AN**

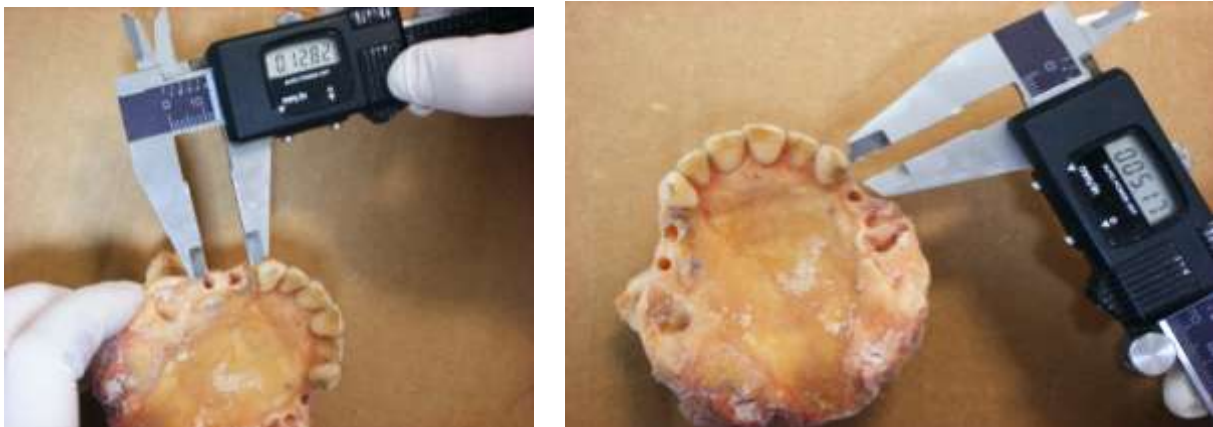
#### **3.2.6.4.4 L'épaisseur de la corticale**

Pour obtenir le calcul de l'épaisseur de la corticale, nous avons sélectionné la ROI, et demandé le calcul de l'épaisseur de trabécules Tb.Th. Le logiciel analyse ainsi la corticale comme une trabécule osseuse unique et mesure son épaisseur. Nous obtenons alors une mesure très précise.

### **3.2.7 Analyse au scanner**

#### **3.2.7.1 Repérage des coupes scanner**

Des mesures, à l'aide d'un pied à coulisse électronique, ont été effectuées pour permettre l'identification des coupes coronales scanner correspondantes aux sites implantaire. Elles ont été réalisées en mesurant les distances entre les sites implantaires et des repères tels que les dents adjacentes ou des zones anatomiques remarquables (*figure 43*).



**Figure 43 : Repérage des sites implantaires**

#### **3.2.7.2 Mesure de l'épaisseur de la corticale**

Pour mesurer l'épaisseur de la corticale à partir du scanner, nous avons utilisé le réglet informatique disponible sur le logiciel d'analyse des coupes scanner.



### 3.2.8 Traitement des données : analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée avec le logiciel SPSS (version 11.5 for Windows).

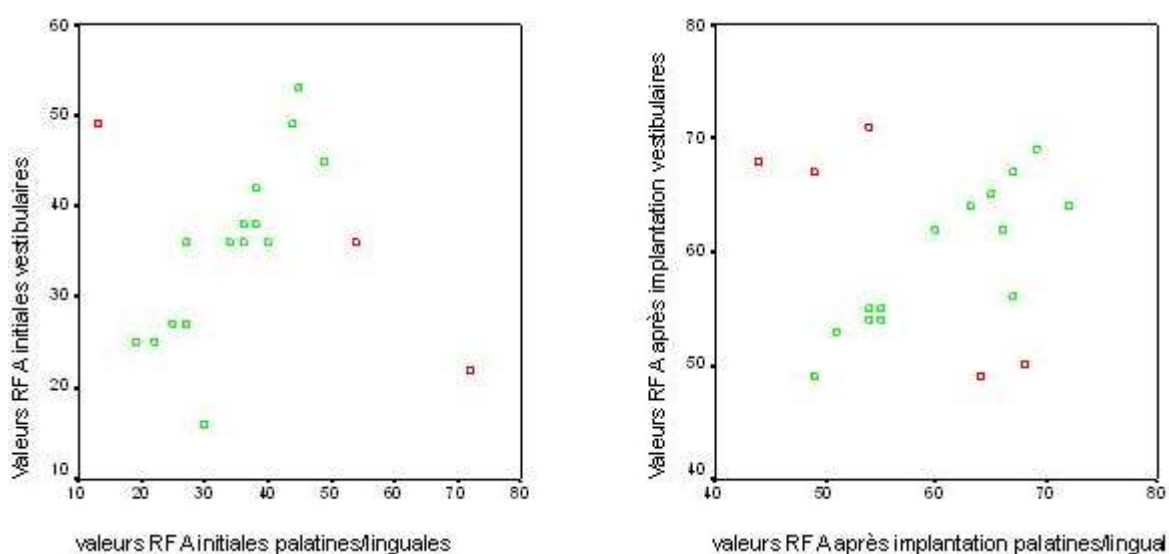
Pour la description des sites implantaire ainsi que la description des valeurs RFA, l'unité statistique utilisée est le site implantaire. Pour la description des paramètres osseux, l'unité statistique est l'échantillon.

Sur les 22 implants posés, 2 ont été écartés de l'étude (problème à l'insertion et au retrait).

Les mesures RFA ont été considérées comme valides (points verts) si la différence entre la mesure vestibulaire et la mesure palatine/linguale était inférieure à 15.

Pour les valeurs RFA initiales, 3 implants (sur les 22) ont présenté une différence dans les valeurs RFA supérieure à 15 unités ISQ, et ont ainsi été retirés (points rouges).

Pour les valeurs après implantation, 5 implants (sur les 20) ont présenté des valeurs RFA « aberrantes », et ont également été retirés (points rouges) (*figure 44*).



**Figure 44 : Mise en évidence des valeurs aberrantes (en rouge)**

Etudiant des petits lots, il est nécessaire d'employer des tests non paramétriques. Les tests de Mann-Whitney pour la comparaison de 2 groupes indépendants (sites maxillaires/mandibulaires, sites antérieurs/postérieurs, implants Ankylos®/Straumann®) et de Kruskal-Wallis pour la comparaison de plus de 2 groupes indépendants (comparaison entre les sujets ou entre les corticales vestibulaires, palatines et linguales) ont été utilisés. Pour la comparaison de 2 groupes de données appariées (valeurs RFA avant implantation/après

implantation), le test de Wilcoxon a été utilisé. Les valeurs sont alors présentées de la manière suivante : médiane[interquartile].

Pour comparer 2 groupes de résultats de mesure entre eux (mesures RFA vestibulaires/palatine-linguale ou mesures de l'épaisseur de la corticale par scanner/microscanner), nous avons utilisé la méthode de Bland et Altman. Les valeurs sont alors présentées de la manière suivante : moyenne +/- erreur standard à la moyenne.

Si la p value est inférieure à 0.05, alors la différence entre les échantillons est significative.

### **3.3 Résultats**

#### **3.3.1 Description et répartition des sites implantaires**

Nous avons posé 22 implants sur 3 sujets anatomiques : 8 implants sur le sujet 1 (*figure 45*), 6 implants sur le sujet 2 (*figure 46*), 8 implants sur le sujet 3 (*figure 47*). Les implants ont été répartis entre les maxillaires (9 implants) et les mandibules (13 implants). Deux marques d'implants ont été utilisées : Ankylos® (12 implants) et Straumann® (10 implants). 6 implants ont été posés en secteur antérieur (incisivo-canin) et 16 en secteur postérieur (prémolo-molaire).



**Figure 45 : sujet 1**



**Figure 46 : sujet 2**



**Figure 47 : sujet3**

Répartition des sites implantaire entre les sujets :

-8 implants chez le sujet 1 : 5 à la mandibule et 3 au maxillaire, 8 en secteur post (prémolo-molaire), 5 de type Ankylos® et 3 de type Straumann®.

-6 implants chez le sujet 2 : 4 à la mandibule et 2 au maxillaire, 6 en secteur post (prémolo-molaire), 3 de type Ankylos® et 3 de type Straumann®.

-8 implants chez le sujet 3 : 4 à la mandibule et 4 au maxillaire, 6 en secteur antérieur (incisivo-canin) et 2 en secteur post (prémolo-molaire), 4 de type Ankylos® et 4 de type Straumann®.

Il n'y a pas de différence significative pour la répartition de la localisation maxillaire /mandibule entre les sujets ( $p=0.80$ ).

Il n'y a pas de différence significative pour la répartition du type d'implants entre les sujets ( $p=0.85$ ).

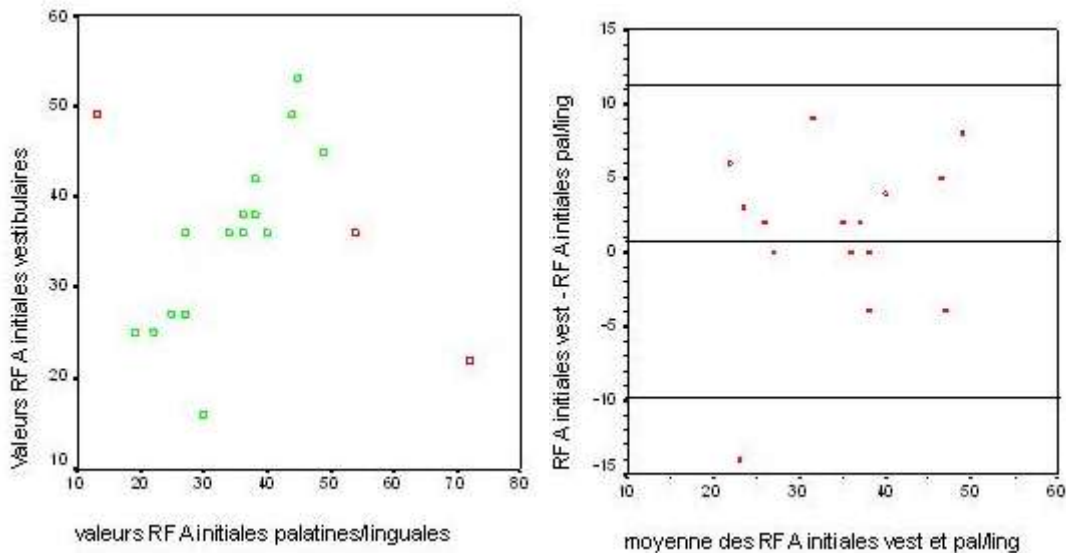
La répartition des sites implantaire antérieurs/postérieurs est significativement différente entre les sujets ( $p<0.001$ ).

### 3.3.2 Description des résultats RFA

| Sujet | Dent | Max_Mand | Type d'implant | PouL initial | V initial | PouL implanté | V implanté |
|-------|------|----------|----------------|--------------|-----------|---------------|------------|
| S1    | 14   | MAX      | STRAUMANN      | 13           | 49        | 54            | 54         |
| S1    | 15   | MAX      | ANKYLOS        | 38           | 38        | 66            | 62         |
| S1    | 24   | MAX      | ANKYLOS        | 38           | 42        | 69            | 69         |
| S1    | 46   | MAND     | STRAUMANN      | 72           | 22        | 68            | 50         |
| S1    | 47   | MAND     | ANKYLOS        | 30           | 16        | 44            | 68         |
| S1    | 36   | MAND     | ANKYLOS        | 22           | 25        | 54            | 55         |
| S1    | 37   | MAND     | STRAUMANN      | 40           | 36        | 54            | 71         |
| S1    | 38   | MAND     | ANKYLOS        | 54           | 36        | 67            | 67         |
| S2    | 14   | MAX      | STRAUMANN      | 36           | 36        | 60            | 62         |
| S2    | 24   | MAX      | ANKYLOS        | 36           | 38        | 65            | 65         |
| S2    | 36   | MAND     | ANKYLOS        | 36           | 36        | 63            | 64         |
| S2    | 37   | MAND     | STRAUMANN      | 40           | 36        |               |            |
| S2    | 45   | MAND     | ANKYLOS        | 27           | 27        | 72            | 64         |
| S2    | 46   | MAND     | STRAUMANN      | 19           | 25        | 65            | 65         |
| S3    | 11   | MAX      | ANKYLOS        | 36           | 36        | 55            | 55         |
| S3    | 12   | MAX      | STRAUMANN      | 36           | 36        | 55            | 54         |
| S3    | 21   | MAX      | STRAUMANN      | 27           | 36        | 51            | 53         |
| S3    | 22   | MAX      | ANKYLOS        | 34           | 36        | 49            | 49         |
| S3    | 31   | MAND     | ANKYLOS        | 44           | 49        | 49            | 67         |
| S3    | 36   | MAND     | STRAUMANN      | 25           | 27        | 64            | 49         |
| S3    | 41   | MAND     | STRAUMANN      | 49           | 45        | 67            | 56         |
| S3    | 46   | MAND     | ANKYLOS        | 45           | 53        |               |            |

Figure 48 : Résultats RFA obtenus pour chaque implant (P=palatin, L=lingual, V=vestibulaire).

### 3.3.2.1 Comparaison des valeurs RFA initiales palatines/linguales et des valeurs RFA initiales vestibulaires.



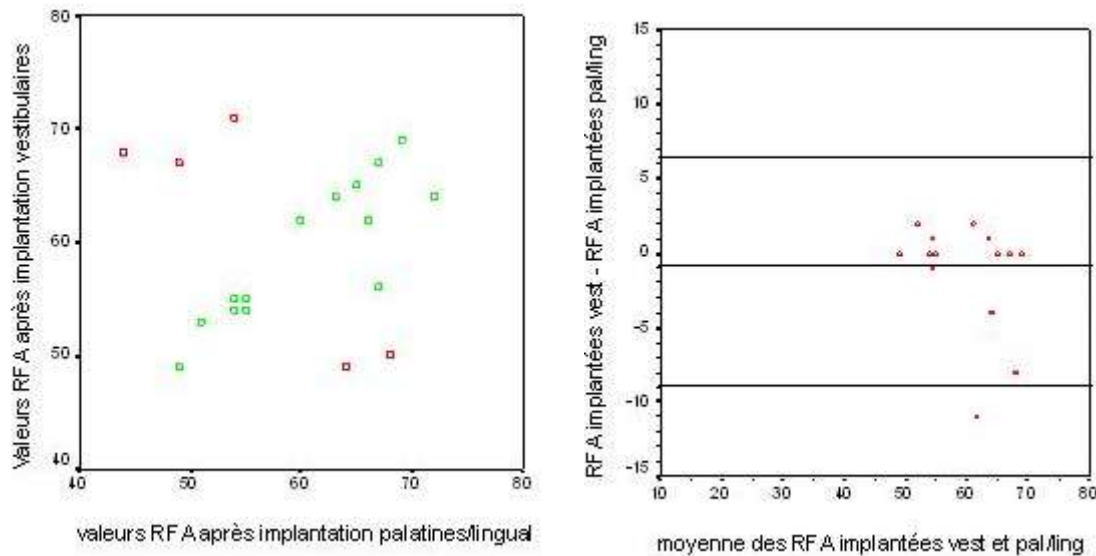
**Figure 49 (à gauche): Comparaison des valeurs RFA initiales palatines/linguales et des valeurs RFA initiales vestibulaires**

**Figure 50 (à droite) : Représentation de Bland et Altman : différence des valeurs RFA initiales (vestibulaires – palatines) en fonction de leur moyenne**

Il existe une corrélation linéaire significative entre les valeurs RFA initiales en palatin/lingual et les valeurs RFA initiales en vestibulaire ( $r = 0.85$ ,  $p < 0.001$ ) (figure 49).

La méthode statistique de Bland et Altman (figure 50) montre une différence entre les valeurs RFA initiales vestibulaires et les valeurs RFA initiales palatines/linguales acceptable. Elle est de  $0.78 \pm 5.14$  unités ISQ, calculée sur la base de 19 valeurs.

### 3.3.2.2 Comparaison RFA après implantation pal/ling et RFA après implantation vestibulaires



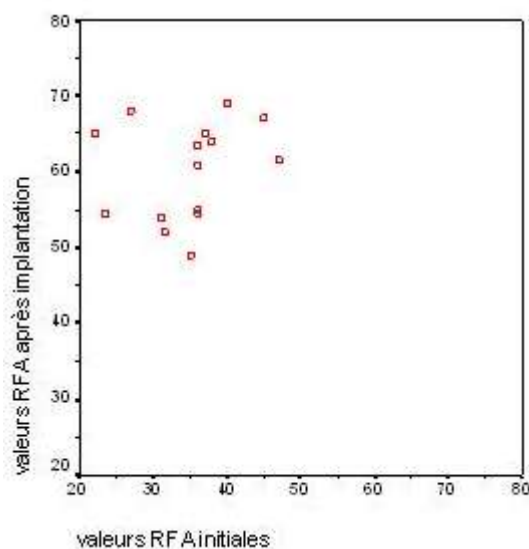
**Figure 51 (à gauche): Comparaison des valeurs RFA après implantation palatines/linguales et des valeurs RFA après implantation vestibulaires**

**Figure 52 (à droite) : Représentation de Bland et Altman : différence des valeurs RFA après implantation (vestibulaires – palatines) en fonction de leur moyenne**

Il existe une corrélation linéaire significative entre les valeurs RFA après implantation vestibulaires et les valeurs RFA après implantation palatines/linguales ( $r=0.86$ ,  $p<0.001$ ) (figure 51).

La méthode statistique de Bland et Altman (figure 52) montre une différence acceptable entre ces valeurs, de  $-1.2 \pm 3.69$ , calculée sur la base de 15 valeurs.

### 3.3.2.3 Comparaison des valeurs RFA initiales et des valeurs RFA après implantation



**Figure 53 : Comparaison des valeurs RFA initiales et des valeurs RFA après implantation**

Il existe une corrélation linéaire significative entre les valeurs RFA initiales et les valeurs RFA après implantation ( $p < 0.001$ ) (figure 53). La valeur médiane de l'augmentation est de 25 [19-29] unités ISQ.

### 3.3.2.4 Comparaison des valeurs RFA entre les sujets

#### 3.3.2.4.1 RFA initiales

Les mesures par analyse de la fréquence de résonance ont montré une valeur médiane de 38[23-39] chez le sujet 1, 36[26-37] chez le sujet 2, 36[32-47] chez le sujet 3.

La valeur RFA initiale n'est pas modifiée par le sujet ( $p = 0.66$ ).

### 3.3.2.4.2 RFA après implantation

Après implantation, les mesures par analyse de la fréquence de résonance ont montré une valeur médiane de 64[54-68] chez le sujet 1, 65[62-66.5] chez le sujet 2, 54.5[50.5-58] chez le sujet 3.

La valeur RFA a tendance à être modifiée par le sujet ( $p=0.07$ ).

|                        | Sujet 1   | Sujet 2     | Sujet 3       |          |
|------------------------|-----------|-------------|---------------|----------|
| RFA initiales          | 38[23-39] | 36[26-37]   | 36[32-47]     | $p=0.66$ |
| RFA après implantation | 64[54-68] | 65[62-66.5] | 54.5[50.5-58] | $p=0.07$ |

**Figure 54 : Comparaison des valeurs RFA entre les sujets**

### 3.3.2.5 Comparaison des valeurs RFA entre les sites maxillaires et les sites mandibulaires

#### 3.3.2.5.1 RFA initiales

Les mesures par analyse de la fréquence de résonance ont montré une valeur médiane de 36[35-38] au maxillaire et de 36[23.5-46.5] à la mandibule.

La valeur RFA initiale n'est pas modifiée par la localisation maxillaire/mandibule ( $p=0.77$ ).

#### 3.3.2.5.2 RFA après implantation

Après implantation, les mesures par analyse de la fréquence de résonance ont montré une valeur médiane de 55[53-64.5] au maxillaire et de 64[60-67] à la mandibule.

La valeur RFA après implantation n'est pas modifiée par la localisation maxillaire/mandibule ( $p=0.22$ ).

|                        | MAND          | MAX         |          |
|------------------------|---------------|-------------|----------|
| RFA initiales          | 36[23.5-46.5] | 36[35-38]   | $p=0.77$ |
| RFA après implantation | 64[60-67]     | 55[53-64.5] | $p=0.22$ |

**Figure 55 : Comparaison des valeurs RFA entre les sites maxillaires et mandibulaires**

### 3.3.2.6 Comparaison des valeurs RFA entre les sites antérieurs et postérieurs

#### 3.3.2.6.1 RFA initiales

Les mesures par analyse de la fréquence de résonance ont montré une valeur médiane de 36[25-38] dans les secteurs antérieurs(incisivo-canins) et de 36[34-47] dans les secteurs postérieurs (prémolo-molaires).

La valeur RFA initiale n'est pas modifiée par la localisation antérieure/postérieure ( $p=0.54$ ).

#### 3.3.2.6.2 RFA après implantation

Après implantation, les mesures par analyse de la fréquence de résonance ont montré une valeur médiane de 54.5[50.5-58] en secteur antérieur et de 64.5[59-67] en secteur postérieur.

Il existe une différence significative des valeurs RFA après l'implantation entre les sites antérieurs et les sites postérieurs ( $p=0.02$ ).

|                        | ANT           | POST         |            |
|------------------------|---------------|--------------|------------|
| RFA initiales          | 36[25-38]     | 36[34-47]    | $p=0.54$   |
| RFA après implantation | 54.5[50.5-58] | 64.5 [59-67] | $p=0.02 *$ |

**Figure 56 : Comparaison des valeurs RFA entre les sites antérieurs et postérieurs**

### 3.3.2.7 Comparaison RFA après implantation entre les types d'implants

Les mesures par analyse de la fréquence de résonance ont montré une valeur médiane de 64[55-67.5] pour les implants de type Ankylos® et de 58[53.5-62] pour les implants de type Straumann®.

La valeur RFA après implantation n'est pas modifiée par le type d'implants ( $p=0.16$ ).

|                        | Ankylos®    | Straumann®  |          |
|------------------------|-------------|-------------|----------|
| RFA après implantation | 64[55-67.5] | 58[53.5-62] | $p=0.16$ |

**Figure 57 : Comparaison des valeurs RFA entre les deux types d'implants**



### **3.3.3 Description des paramètres osseux**

#### **3.3.3.1 La fraction volumique d'os (BV/TV)**

##### ***3.3.3.1.1 Entre les sujets***

Le pourcentage d'os trabéculaire a une valeur médiane de 31[21-47] % pour le sujet 1, de 56[43-85] % pour le sujet 2 et de 27[16-41] % pour le sujet 3.

Le BV/TV est significativement différent entre les 3 sujets ( $p=0.02$ ).

##### ***3.3.3.1.2 Entre les sites implantaires maxillaires et mandibulaires***

Le pourcentage d'os trabéculaire a une valeur médiane de 51[28-80] % au maxillaire et de 31[19-48] % à la mandibule.

Nous ne retrouvons pas de différence significative de pourcentage d'os trabéculaire entre le maxillaire et la mandibule ( $p=0.23$ ).

##### ***3.3.3.1.3 Entre les secteurs antérieurs (incisivo-canins) et les secteurs postérieurs (prémolo-molaires)***

Le pourcentage d'os trabéculaire a une valeur médiane de 31[24-74] % dans les secteurs antérieurs et de 34[21-54] % dans les secteurs postérieurs.

Il n'existe pas de différence significative de pourcentage d'os trabéculaire entre les secteurs antérieurs et les secteurs postérieurs ( $p=0.79$ ).

### **3.3.3.2 Le facteur de répartition trabéculaire (Tb.Pf)**

#### ***3.3.3.2.1 Entre les sujets***

Le Tb.Pf a une valeur médiane de  $-0.19[(-1.54)-1.88]\text{mm}^{-1}$  chez le sujet 1, de  $-4.23[(-10.36)-(-2.47)]\text{mm}^{-1}$  chez le sujet 2, de  $1.23[(-5.09)-4.22]\text{mm}^{-1}$  chez le sujet 3.

Le Tb.Pf est significativement différent entre les sujets ( $p=0.03$ ).

#### **3.3.3.2.2 Entre les sites maxillaires et les sites mandibulaires**

Le Tb.Pf a une valeur médiane de  $-1.22[(-2.56)-2.08]\text{mm}^{-1}$  à la mandibule et de  $-3.55[(-13.35)-1.96]\text{mm}^{-1}$  au maxillaire.

Il n'existe pas de différence significative entre le Tb.Pf des sites maxillaires et le Tb.Pf des sites mandibulaires ( $p=0.48$ ).

#### ***3.3.3.2.3 Entre les secteurs antérieurs (incisivo-canins) et les secteurs postérieurs (prémolo-molaires)***

Le Tb.Pf a une valeur médiane de  $-2.48[(-13.76)-2.65]\text{mm}^{-1}$  dans les secteurs antérieurs et  $-1.07[(-3.81)-1.88]\text{mm}^{-1}$  dans les secteurs postérieurs.

Il n'existe pas de différence significative entre le Tb.Pf des secteurs postérieurs et le Tb.Pf des secteurs antérieurs ( $p=0.45$ ).

### **3.3.3.3 Le nombre de trabécules (TrNb)**

#### ***3.3.3.3.1 Entre les sujets***

Le nombre médian de trabécules osseuses est de  $1.11[0.75-1.15]$  chez le sujet 1, de  $1.48[1.13-1.68]$  chez le sujet 2 et de  $0.99[0.63-1.29]$  chez le sujet 3.

Il existe une différence significative du nombre de trabécules entre les 3 sujets ( $p=0.09$ ).

#### ***3.3.3.3.2 Entre les sites maxillaires et les sites mandibulaires***

Le nombre médian de trabécules est de 0.99[0.72-1.20] à la mandibule et de 1.32[1.13-1.70] au maxillaire.

Il existe une différence significative entre le nombre de trabécules des sites maxillaires et le nombre de trabécules des sites mandibulaires ( $p=0.04$ ).

#### ***3.3.3.3.3 Entre les secteurs antérieurs (incisivo-canins) et les secteurs postérieurs (prémolo-molaires)***

Le nombre médian de trabécules est de 1.17[0.89-1.73] dans les secteurs antérieurs et de 1.10[0.75-1.24] dans les secteurs postérieurs.

Il n'existe pas de différence significative entre le nombre de trabécules dans les secteurs postérieurs et le nombre de trabécules dans les secteurs antérieurs ( $p=0.32$ ).

### **3.3.3.4 L'épaisseur des trabécules (TrTh)**

#### ***3.3.3.4.1 Entre les sujets***

Les trabécules osseuses ont une épaisseur médiane de 1.11[0.75-1.15] mm chez le sujet 1, de 1.48[1.13-1.68] mm chez le sujet 2 et de 0.99[0.63-1.29] mm chez le sujet 3.

Il existe une différence significative d'épaisseur de trabécule entre les 3 sujets ( $p=0.03$ ).

#### ***3.3.3.4.2 Entre les sites maxillaires et les sites mandibulaires***

Les trabécules osseuses ont une épaisseur médiane de 0.32[0.72-1.20] mm à la mandibule et de 0.35[0.26-0.47] mm au maxillaire.

Il n'existe pas de différence significative d'épaisseur de trabécule entre les sites maxillaires et les sites mandibulaires ( $p=0.57$ ).

#### ***3.3.3.4.3 Entre les secteurs antérieurs (incisivo-canins) et les secteurs postérieurs (prémolo-molaires)***

Les trabécules osseuses ont une épaisseur médiane de 0.32[0.25-0.43] mm dans les secteurs antérieurs et de 0.32[0.26-0.40] mm dans les secteurs postérieurs.

Il n'existe pas de différence significative d'épaisseur de trabécule entre les secteurs antérieurs et les secteurs postérieurs ( $p=0.95$ ).

### **3.3.3.5 Epaisseur de la corticale**

#### ***3.3.3.5.1 Entre les sujets***

L'épaisseur de la corticale a une valeur médiane de 1.07[0.46-1.59] mm chez le sujet 1, de 1.41[0.97-1.78] mm chez le sujet 2 et de 0.71[0.51-1.00] mm chez le sujet 3.

Il existe une différence significative entre les 3 sujets ( $p=0.004$ ).

#### ***3.3.3.5.2 Entre les sites maxillaires et mandibulaires***

L'épaisseur de la corticale a une valeur médiane de 1.20[0.97-1.63] mm à la mandibule et de 0.40[0.31-0.59] mm au maxillaire.

L'épaisseur de la corticale est significativement différente entre les sites maxillaires et les sites mandibulaires ( $p<0.001$ ).

### 3.3.3.5.3 Entre les secteurs antérieurs (incisivo-canins) et postérieurs (prémolaires)

L'épaisseur de la corticale a une valeur médiane de 0.56[0.38-0.69] mm dans les secteurs antérieurs et de 1.16[0.83-1.60] mm dans les secteurs postérieurs.

L'épaisseur de la corticale est significativement différente entre les secteurs antérieurs et postérieurs ( $p < 0.001$ ).

#### 3.3.3.5.3.1 Entre les corticales vestibulaires, palatines et linguales

L'épaisseur de la corticale linguale a une valeur médiane de 1.09[0.72-1.47] , la corticale palatine a une valeur médiane de 0.38[0.27-0.69] et la corticale vestibulaire (maxillaire et mandibulaire confondues) a une valeur médiane de 1.06[0.69-1.66] mm.

Il existe une différence significative de l'épaisseur de la corticale entre les localisations palatine, linguale et vestibulaire ( $p = 0.003$ ).

|                    | Corticale Vestibulaire | Corticale Linguale | Corticale Palatine |             |
|--------------------|------------------------|--------------------|--------------------|-------------|
| Ep. Corticale (mm) | 1,06[0.69-1.66]        | 1,09[0.72-1.47]    | 0,38[0.27-0.69]    | $p=0.003 *$ |

**Figure 58 : Comparaison de l'épaisseur de la corticale en fonction de sa situation**

|                                                | Sujet 1 (N=8)     | Sujet 2 (N=7)         | Sujet 3 (N=10)   |             |
|------------------------------------------------|-------------------|-----------------------|------------------|-------------|
| Percent bone volume(%)                         | 31[21-47]         | 56[43-85]             | 27[16-41]        | $p=0.02 *$  |
| Trabecular pattern factor ( $\text{mm}^{-1}$ ) | -0.19[-1.54-1.88] | -4.23[-10.36 ; -2.47] | 1.23[-5.09-4.22] | $p=0.03 *$  |
| Trabecular thickness (mm)                      | 0.27[0.26-0.38]   | 0.40[0.38 ; 0.50]     | 0.27[0.26-0.34]  | $p=0.03 *$  |
| Trabecular number                              | 1.11[0.75-1.15]   | 1.48[1.13 ; 1.68]     | 0.99[0.63-1.29]  | $p=0.09 *$  |
| Ep. Corticale (mm)                             | 1.07[0.46-1.59]   | 1.41[0.97-1.78]       | 0.71[0.51-1.00]  | $p=0.004 *$ |

**Figure 59 : Comparaison des différents paramètres osseux entre les sujets**

|                                                | MAND              | MAX                |             |
|------------------------------------------------|-------------------|--------------------|-------------|
| Percent bone volume (%)                        | 31[19-48]         | 51[28-80]          | $p=0.23$    |
| Trabecular pattern factor ( $\text{mm}^{-1}$ ) | -1.22[-2.56-2.08] | -3.55[-13.35-1.96] | $p=0.48$    |
| Trabecular thickness(mm)                       | 0.32[0.26-0.39]   | 0.35[0.26-0.47]    | $p=0.57$    |
| Trabecular number                              | 0.99[0.72-1.20]   | 1.32[1.13-1.70]    | $p=0.04 *$  |
| Ep. Corticale(mm)                              | 1.20[0.97-1.63]   | 0.40[0.31-0.59]    | $p<0.001 *$ |

**Figure 60 : Comparaison des différents paramètres osseux entre les sites maxillaires et mandibulaires**

|                           | ANT (n=5)          | POST (n=20)        |                     |
|---------------------------|--------------------|--------------------|---------------------|
| Percent bone volume       | 31[24-74]          | 34[21-54]          | p=0.79              |
| Trabecular pattern factor | -2.48[-13.76-2.65] | -1.07 [-3.81-1.88] | p=0.45              |
| Trabecular thickness      | 0.32[0.25-0.43]    | 0.32[0.26-0.40]    | p=0.95              |
| Trabecular number         | 1.17[0.89-1.73]    | 1.10[0.75-1.24]    | p=0.32              |
| Ep. Corticale (mm)        | 0.56[0.38-0.69]    | 1.16[0.83-1.60]    | <b>p&lt;0.001 *</b> |

**Figure 61 : Comparaison des différents paramètres osseux entre les sites antérieurs et postérieurs**

### **3.3.4 Etude des corrélations entre les valeurs RFA et les paramètres osseux**

#### **3.3.4.1 Corrélation entre les valeurs RFA et le BV/TV**

##### ***3.3.4.1.1 Corrélation RFA initial et BV/TV***

Il n'existe pas de corrélation significative entre les valeurs RFA initiales et le BV/TV (p=0.61) .

##### ***3.3.4.1.2 Corrélation RFA après implantation et BV/TV***

Il n'existe pas de corrélation significative entre les valeurs RFA après implantation et le BV/TV (p=0.80).

#### **3.3.4.2 Corrélation entre les valeurs RFA et le Tb.Pf**

##### ***3.3.4.2.1 Corrélation RFA initial et Tb.Pf***

Il n'existe pas de corrélation significative entre les valeurs RFA initiales et le Tb.Pf (p=0.49).

##### ***3.3.4.2.2 Corrélation RFA après implantation et Tb.Pf***

Il n'existe pas de corrélation significative entre les valeurs RFA après implantation et le Tb.Pf (p=0.38).

### **3.3.4.3 Corrélation entre les valeurs RFA et le TrNb**

#### ***3.3.4.3.1 Corrélation RFA initial et TrNb***

Il n'existe pas de corrélation significative entre les valeurs RFA initiales et le TrNb ( $p=0.84$ ).

#### ***3.3.4.3.2 Corrélation RFA après implantation et TrNb***

Il n'existe pas de corrélation significative entre les valeurs RFA après implantation et le TrNb ( $p=0.12$ ).

### **3.3.4.4 Corrélation entre les valeurs RFA et le TrTh**

#### ***3.3.4.4.1 Corrélation RFA initial et TrTh***

Il n'existe pas de corrélation significative entre les valeurs RFA initiales et le TrTh ( $p=0.68$ ).

#### ***3.3.4.4.2 Corrélation RFA après implantation et TrTh***

Il n'existe pas de corrélation significative entre les valeurs RFA après implantation et le TrTh ( $p=0.60$ ).

### **3.3.4.5 Corrélation entre les valeurs RFA et l'épaisseur de la corticale**

#### ***3.3.4.5.1 Corrélation RFA initial et épaisseur de la corticale***

Il n'existe pas de corrélation significative entre les valeurs RFA initiales et l'épaisseur de la corticale ( $p=0.17$ ).

### 3.3.4.5.2 Corrélation RFA après implantation et épaisseur de la corticale

Il existe une corrélation linéaire significative entre les valeurs RFA après implantation et l'épaisseur de la corticale ( $p=0.002$ ) (figure 62).

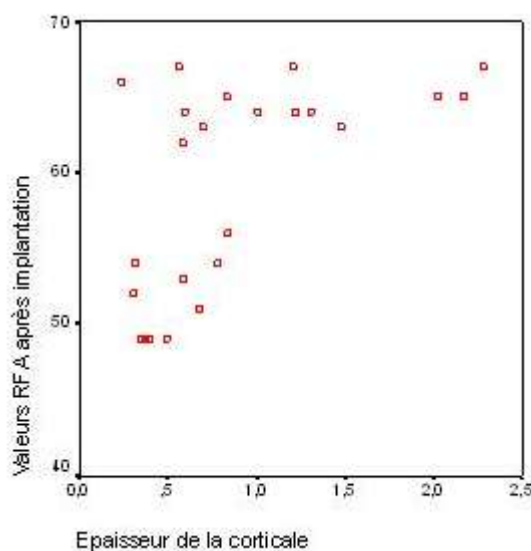


Figure 62 : Corrélation entre les valeurs RFA et l'épaisseur de la corticale

|                                | BV/TV    | Tb.Pf    | TrNb     | TrTh     | Ep. Corticale                 |
|--------------------------------|----------|----------|----------|----------|-------------------------------|
| valeurs RFA initiales          | $p=0.61$ | $p=0.49$ | $p=0.84$ | $p=0.68$ | $p=0.17$                      |
| valeurs RFA après implantation | $p=0.80$ | $p=0.38$ | $p=0.12$ | $p=0.60$ | <b><math>p=0.002 *</math></b> |

Figure 63: Tableau récapitulatif des corrélations entre les valeurs RFA et les paramètres osseux

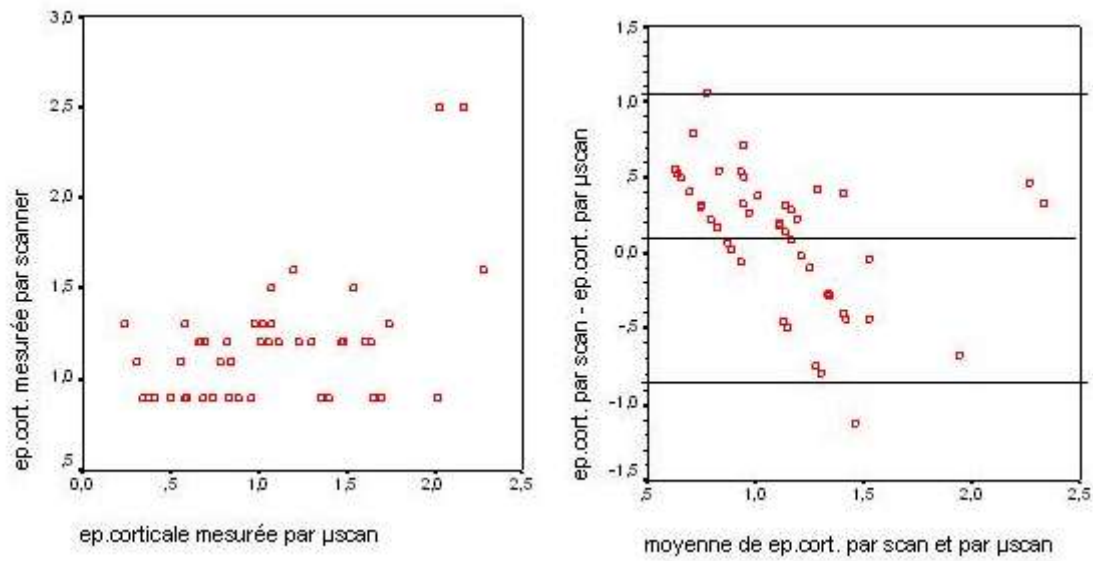
### 3.3.5 Etude des corrélations entre les mesures scanner et microscanner

#### 3.3.5.1 Mesure de l'épaisseur de la corticale

Il existe une corrélation significative ( $r=-0.43$ ,  $p=0.003$ ) entre les valeurs d'épaisseur de la corticale mesurées par le scanner et celles mesurées par le microscanner (figure 64).

La méthode statistique de Bland et Altman (figure 65) montre une différence moyenne acceptable de  $0.12 \pm 0.46$  mm entre les deux types de mesure. Cependant, elle met en évidence un biais, d'autant plus important pour les faibles valeurs d'épaisseur de corticale.





**Figure 64 (à gauche): Comparaison des mesures par scanner et par microscanner de l'épaisseur de la corticale**

**Figure 65 (à droite) : Représentation de Bland et Altman : différence des mesures de l'épaisseur de la corticale (mesures scanner – mesures microscanner) en fonction de la moyenne de ces mesures**

## **3.4 Discussion**

### **3.4.1 Le système Osstell®mentor**

#### **3.4.1.1 Points forts**

Le système Osstell®mentor a été développé spécifiquement pour la mesure simple et non invasive de la stabilité de l'implant (77).

En effet, le système Osstell® est un instrument de mesure facile à utiliser par le praticien. Il ne nécessite pas de préparation complexe, le simple positionnement du transducteur de mesure sur l'implant permet l'enregistrement de la mesure, dont le résultat s'affiche immédiatement. C'est un système utilisable sans fil et donc facile à manipuler. De plus, il est stérilisable.

L'intérêt de ce système est qu'il est non invasif, ne créant aucun dommage sur l'implant, puisque la mesure se fait sans contact.

#### **3.4.1.2 Points faibles**

Néanmoins, le système d'enregistrement demande une certaine rigueur de manipulation. Il ne faut pas toucher le transducteur de mesure (Smartpeg®), tout en étant assez proche. Il ne faut pas non plus trembler lors de la prise de la mesure.

Nous avons également noté que la présence d'ondes électromagnétiques, notamment de téléphone portable, dans le champ d'enregistrement perturbe le système.

De plus, le constructeur préconise de réaliser 2 mesures perpendiculaires pour chaque implant : l'une dans le sens vestibulo-lingual et la seconde dans le sens mésio-distal. Il nous paraît difficile de réaliser une mesure en direction mésio-distale. En effet, dans le cas d'un implant unitaire, les dents adjacentes nous empêchent de positionner l'Osstell.

D'autre part, lors de l'enregistrement de nos mesures, nous avons constaté que le système donnait parfois des valeurs aberrantes et qu'il fallait reprendre les mesures plusieurs fois.

En effet, pour chaque implant, nous avons enregistré une valeur en vestibulaire et une valeur en palatin/lingual. Or, pour 3 mesures de RFA initiales sur les 22 effectuées et pour 5 mesures de RFA après implantation sur les 20 réalisées, nous avons obtenu une différence entre les deux côtés de plus de 15 unités ISQ. Ces valeurs, considérées comme aberrantes, montrent le manque de fiabilité du système.

Enfin, il faut noter qu'il est difficile de juger de la force de vissage du Smartpeg® dans l'implant, ce qui peut influencer le résultat de la mesure.

### **3.4.2 Les valeurs RFA**

Après retrait des valeurs aberrantes, nos résultats ont montré que les valeurs RFA enregistrées en vestibulaire et celles enregistrées en palatin ou lingual sont significativement corrélées ( $p < 0.001$ ). Ces résultats nous ont permis d'utiliser des moyennes pour comparer les valeurs RFA initiales et les valeurs RFA enregistrées après l'implantation.

#### **3.4.2.1 Augmentation des valeurs après l'implantation**

Avant l'implantation, les mesures RFA présentent une valeur médiane de 36[27-38]. Cette valeur est constante, quels que soient le sujet, la localisation maxillaire/mandibulaire ou encore le secteur antérieur/postérieur où a été effectué le forage. Cette valeur initiale sert de base, et donne une idée de la mesure RFA, et donc de la stabilité, d'une tige métallique « posée » dans l'espace réalisé par le forage.

Après l'implantation, la stabilité primaire, qui est la phase d'ancrage mécanique de l'implant dans le site préparé, augmente. Nos résultats ont montré une augmentation significative des valeurs RFA après l'implantation ( $p < 0.001$ ). Le système Osstell permet ainsi d'observer l'augmentation de stabilité de l'implant, par rapport au système de calibrage (mesure avant implantation).

En réalité, on ne sait pas réellement ce que mesure l'Osstell (1). Selon Meredith et coll. (49,50,52), la calcul de la fréquence de résonance du transducteur relié à l'implant correspondrait à la mesure de la rigidité de l'implant dans l'os environnant. Ses études *in vitro* ont montré une augmentation significative de la fréquence de résonance des implants avec

l'augmentation de rigidité, en enfouissant des implants dans du méthacrylate et en mesurant la fréquence de résonance à différentes périodes durant la polymérisation. Les mesures de fréquence de résonance ont également été faites sur des implants *in vivo* et les résultats s'alignaient sur les découvertes *in vitro*.

Nous pensons que le système d'analyse par fréquence de résonance mesure la rétention mécanique de l'implant dans le tissu osseux. Elle est liée à deux facteurs principaux : l'architecture osseuse, d'une part et le design de l'implant, d'autre part. Ces deux paramètres sont régulièrement mis en avant dans la littérature (1,2,14,15,21,56).

### **3.4.2.2 Influence du design implantaire**

De nombreuses études ont été réalisées pour mettre en évidence des corrélations entre la stabilité et le design implantaire. Des comparaisons ont été réalisées entre des implants de diamètre, de longueur ou de type différents. Malheureusement, ces études ne s'accordent pas. Certains auteurs (15,56) ont déterminé une corrélation négative entre la longueur des implants et la stabilité. Alors que d'autres (8,14,50) n'établissent pas de corrélation significative entre les valeurs ISQ et la longueur, le diamètre ou la position de l'implant.

Nos résultats ne mettent pas en évidence de différence significative des valeurs RFA entre les deux types d'implants, Ankylos® et Straumann®, ayant des géométries et dimensions différentes. Une étude approfondie semble nécessaire pour comparer ces deux systèmes implantaires dans des conditions identiques (notamment les conditions osseuses).

### **3.4.2.3 Influence des conditions osseuses**

Pour certains auteurs, la stabilité implantaire est affectée principalement par la qualité et la quantité osseuse, plus que par le design implantaire (14,56). En effet, l'influence de la qualité et de la quantité d'os dans la stabilité implantaire est largement reconnue (8,14,39,56,57,58).

Les valeurs de stabilité primaire des implants sont significativement différentes entre les 3 sujets ( $p=0.07$ ): le sujet 3 se démarque avec une valeur médiane des RFA plus faible que les sujets 1 et 2. Ceci peut s'expliquer par l'âge des sujets anatomiques : le sujet 3 est une

femme de 80 ans, alors que les sujets 1 et 2 sont une femme 67 ans et un homme de 53 ans, respectivement.

De plus, il a été montré dans l'étude de Zix et coll. (85) que les femmes post-ménopausées exposaient des valeurs ISQ plus faibles, en comparaison avec les hommes de même âge. Ceci se vérifie dans notre étude pour la femme de 80 ans (sujet 3). Cependant, la femme de 67 ans (sujet 1) présente les mêmes valeurs que l'homme de 53 ans (sujet 2).

Le faible nombre de sujets anatomiques ne permet pas d'observer les conclusions de Zix et coll.

Toutes les études *in vivo* (15,56) ou *ex vivo* (61) établissent que la stabilité primaire est plus importante à la mandibule qu'au maxillaire.

Nous observons également une valeur médiane des RFA supérieure à la mandibule (64[60-67]) qu'au maxillaire (36[23.5-64.5]) mais nos résultats ne nous permettent pas d'établir une différence significative ( $p=0.22$ ). Ceci peut s'expliquer de nouveau par le nombre limité de sujets.

Dans l'étude de Boronat Lopez et coll. (15), il n'est pas retrouvé de différence significative entre les secteurs antérieurs et postérieurs à la mandibule. En revanche, la stabilité primaire semble être plus élevée dans les secteurs postérieurs maxillaires que dans les secteurs antérieurs maxillaires.

Dans notre étude, nous retrouvons une stabilité primaire significativement supérieure dans les secteurs postérieurs ( $p=0.02$ ), maxillaires et mandibulaires confondus.

### **3.4.3 Les paramètres osseux**

A notre connaissance, il n'existe pas, dans la littérature, d'études sur les valeurs moyennes des paramètres histomorphométriques des maxillaires. N'ayant pu comparer nos résultats à ceux de la population, nous avons cependant constaté des différences significatives entre les sujets. On observe que l'homme de 53 ans (sujet 2) se démarque des deux femmes de 67 (sujet 1) et 80 ans (sujet 3).

En effet, le sujet 2 présente une fraction volumique osseuse (BV/TV) plus élevée, signe d'un os plus dense. Son facteur de répartition trabéculaire a une valeur plus faible que

les 2 autres sujets, ce qui signifie qu'il présente une structure spongieuse concave, donc des trabécules plus fortement connectées. Ces dernières sont également plus nombreuses et plus épaisses que pour les deux femmes.

Ces résultats peuvent s'expliquer par l'âge et le sexe des sujets anatomiques. Ils reflètent les modifications osseuses liées à l'âge, mais aussi à la ménopause. En effet, chez la femme, la perte osseuse s'accélère nettement à la ménopause, du fait de la carence en œstrogènes.

Les paramètres histomorphométriques de l'os trabéculaire n'ont pas montré de différence significative de fraction volumique osseuse et de facteur de répartition trabéculaire entre les sites maxillaires et mandibulaires, ni entre les sites antérieurs et postérieurs. Quand aux trabécules, leur épaisseur n'est pas différente entre les sites maxillaires et mandibulaires, ni entre les sites antérieurs et postérieurs. Cependant, un nombre de trabécules significativement plus important a pu être mis en évidence au maxillaire ( $p=0.04$ ).

L'analyse des paramètres osseux a également porté sur l'épaisseur de la corticale entourant l'implant. Le sujet 2 se démarque encore une fois et présente une corticale plus épaisse.

Conformément aux données de la littérature (28,37,56), la corticale osseuse est significativement plus épaisse à la mandibule qu'au maxillaire ( $p<0.001$ ), et en secteur postérieur ( $p<0.001$ ). Plus précisément, les corticales palatines se révèlent être les plus fines, en comparaison avec les corticales vestibulaires et linguales ( $p=0.003$ ).

#### **3.4.4 Corrélations RFA/ histomorphométrie (microscanner)**

Dans la plupart des études (14,15,31,32), les corrélations entre les mesures ISQ et le type d'os sont établies à partir de la classification osseuse de Lekholm et Zarb. Or, cette classification est subjective. A notre connaissance, aucune publication ne donne de valeurs précises d'épaisseur de corticale ou de densité d'os trabéculaire permettant de classer rigoureusement une région maxillaire ou mandibulaire dans un des 4 types d'os définis par la

classification. Dans notre étude, nous avons tenté d'établir une corrélation entre les valeurs ISQ mesurées et les différents paramètres osseux, calculés à l'aide du microscanner.

L'importance de l'épaisseur de la corticale dans la stabilité implantaire primaire a été relevé dans l'étude *in vivo* de Miyamoto et coll. ( $p < 0.0001$ ) (56) ainsi que dans celle de Nkenke et coll. ( $p = 0.002$ ) (61). De la même façon, nos résultats nous ont permis d'établir une corrélation significative ( $p = 0.002$ ) entre les valeurs ISQ enregistrées après la pose des implants et l'épaisseur de corticale mesurée grâce au microscanner. La corticale osseuse aurait donc un rôle majeur dans la rétention mécanique de l'implant.

D'autre part, nos résultats montrent une corticale osseuse plus épaisse à la mandibule qu'au maxillaire. Ces résultats sont conformes aux données de la littérature (56). Ils justifient ainsi que l'on retrouve une meilleure stabilité implantaire à la mandibule qu'au maxillaire. Cette différence peut être un des facteurs expliquant le taux d'échec 3 fois plus important au maxillaire qu'à la mandibule (27).

Alors que la relation entre les valeurs RFA et l'os cortical a été clairement établie, aucune étude sur cadavres humains (1,61) n'a permis d'établir de corrélation significative entre les valeurs RFA et les autres paramètres histomorphométriques de l'os trabéculaire. L'étude de Akça et coll. (1) a pu mettre en évidence une corrélation avec les valeurs de torque d'insertion. Ces dernières semblent mieux révéler les propriétés biomécaniques de l'interface os-implant, en comparaison avec les valeurs RFA. Nous avons également tenté d'établir des corrélations entre les valeurs RFA et les différents paramètres de l'os trabéculaire tels que la fraction volumique d'os (BV/TV), le facteur de répartition trabéculaire (Tb.Pf), le nombre (Tb.N) et l'épaisseur (Tb.Th) des trabécules. Mais comme les études précédemment citées, nous n'avons pas pu établir de corrélation significative. Nous pouvons donc supposer que l'os trabéculaire jouerait son rôle dans la phase de stabilisation secondaire, c'est-à-dire pendant l'ostéointégration. Cette hypothèse nécessite une étude permettant de suivre l'ostéointégration des implants après détermination des paramètres histomorphométriques.

Etant donné le caractère invasif du microscanner, il est nécessaire de trouver une méthode permettant d'obtenir ces mêmes données chez l'homme vivant. Nous avons tenté d'établir une corrélation entre les paramètres osseux obtenus par scanner et ceux mesurés ici par microscanner.

### **3.4.5 Corrélations Scanner / Microscanner : mesure de l'épaisseur de la corticale**

Nous avons corrélé les valeurs de l'épaisseur de la corticale, mesurées précisément par le microscanner, avec les mesures réalisées à partir du scanner, en utilisant le réglet informatique. Ces dernières sont forcément moins précises, surtout que le système ne peut mesurer une distance inférieure à 0.9mm. Ce biais est mis en évidence par la méthode de Bland et Altman, en particulier pour les valeurs d'épaisseur de corticale les plus faibles.

Nous avons retrouvé une corrélation significative ( $p=0.003$ ) entre les deux systèmes de mesure et la méthode statistique de Bland et Altman montre une différence acceptable de  $0.12\pm 0.46$  mm. Cependant, la valeur du coefficient de Pearson n'est pas excellente ( $r=-0.43$ ) étant donné que les 2 systèmes mesurent la même chose.

Ainsi, l'analyse pré-opératoire du scanner donne au praticien une valeur approximative de l'épaisseur de la corticale entourant le futur implant.

### **3.5 conclusion de l'étude**

Le système de mesure de la stabilité primaire par analyse de la fréquence de résonance n'est pas un système très fiable, le praticien ne pouvant utiliser cette seule valeur pour mesurer la stabilité implantaire. Cependant, mises à part les valeurs aberrantes, il peut donner une tendance permettant d'étudier son évolution et d'effectuer des comparaisons.

Dans notre étude, le système Osstell® nous laisse penser que la corticale osseuse entourant l'implant a un rôle dominant dans la stabilité primaire. Plus la corticale est épaisse, plus la stabilité primaire est élevée, ce qui va dans le sens d'une réduction des délais de cicatrisation et d'une mise en charge implantaire plus rapide.

N'ayant retrouvé aucune corrélation avec l'os trabéculaire, son rôle reste à définir et d'autres études sont nécessaires pour discuter l'hypothèse de son influence de part son architecture et ses capacités de cicatrisation. Pour cela, le suivi post-implantaire des modifications osseuses est nécessaire. Cependant les mesures scanner ne sont pas assez précises et le microscanner n'est pas utilisable *in vivo*. Nous avons établi des corrélations entre les mesures scanner et microscanner, mais elles restent approximatives.



## CONCLUSION

Le tissu osseux est un tissu conjonctif composé de différents types de cellules ayant chacun un rôle dans l'élaboration ou la destruction de la matrice extra-cellulaire. L'os est ainsi capable de s'adapter aux forces auxquelles il est soumis, mais aussi de se remodeler face à des événements tels que les fractures ou la chirurgie, et notamment la chirurgie implantaire. Des propriétés architecturales distinctes permettent de le séparer en tissu osseux compact et tissu osseux trabéculaire, ayant tous deux des fonctions spécifiques. Différents moyens d'imagerie sont à la disposition du praticien pour évaluer les caractéristiques de ces deux types de tissus. Cette analyse est indispensable au bilan pré-implantaire. Cependant, les méthodes sont plus ou moins précises, et plus ou moins invasives.

D'autre part, la stabilité implantaire est un deuxième paramètre important à prendre en compte, mais il reste difficile à évaluer. Différentes techniques ont été suggérées et malgré leur utilisation simple, rapide et non-invasive, la validité et la fiabilité des différents systèmes ne sont pas certaines. La stabilité primaire dépend de plusieurs facteurs tels que la technique chirurgicale, la forme de l'implant et surtout les conditions osseuses.

L'étude que nous avons menée nous laisse penser que la corticale osseuse entourant l'implant a un rôle dominant dans la valeur de stabilité primaire. L'os trabéculaire aurait quant à lui un rôle dans la phase de stabilité secondaire ou ostéointégration. D'autres études sont nécessaires pour vérifier cette hypothèse et préciser l'influence de l'architecture de l'os trabéculaire, mais aussi de son potentiel de cicatrisation sur le devenir de l'implant. De plus, l'établissement de corrélations entre les valeurs ISQ et les valeurs des paramètres osseux de la région péri-implantaire, pendant la phase de stabilité secondaire, serait intéressant et utile en pratique clinique.

## BIBLIOGRAPHIE

1. **AKCA K, CHANG TL, TEKDEMIR I et FANUSCU MI.**  
Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis.  
Clin Oral Implants Res 2006;**17**(4):465-472.
2. **AKKOCAOGLU M, UYSAL S, TEKDEMIR I et coll.**  
Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study.  
Clin Oral Implants Res 2005;**16**(2):202-209.
3. **ALBREKTSSON T.**  
La réponse osseuse.  
In : BRÅNEMARK P-I, ZARB GA, ALBREKTSSON T, eds. Prothèses ostéo-intégrées. L'ostéointégration en pratique clinique. 3<sup>e</sup> ed.  
Chicago : Quintessence Publishing Co.,1985:199-209.
4. **APARICIO C, LANG NP et RANGERT B.**  
Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface.  
Clin Oral Implants Res 2006;**17**(suppl 2):2-7.
5. **ARANYARACHKUL P, CARUSO J, GANTES B et coll.**  
Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography.  
Int J Oral Maxillofac Implants 2005;**20**(3):416-424.
6. **ASSEMAT-TESSANDIER X et AMZALAG G.**  
La décision en implantologie.  
Paris : CdP, 1998.
7. **AUDRAN M, INSALACO P, LEGRAND E et coll.**  
Physiologie du tissu osseux chez l'homme.  
Progrès en Urologie 2003;**13**(Suppl.1):3-8.
8. **BALLERI P, COZZOLINO A, GHELLI L et coll.**  
Stability measurements of osseointegrated implants using Osstell in partially edentulous jaws after 1 year of loading: a pilot study.  
Clin Implant Dent Relat Res 2002;**4**(3):128-132.
9. **BAREWAL RM, OATES TW, MEREDITH N et COCHRAN DL.**  
Resonance frequency measurement of implant stability *in vivo* on implants with a sandblasted and acid-etched surface.  
Int J Oral Maxillofac Implants 2003;**18**(5):641-651.
10. **BARON R.**  
L'ostéoclaste et les mécanismes moléculaires de la résorption osseuse.  
Médecine/Sciences 2001;**17**(12):1260-1269.

- 11. BARTOLUCCI E et MANGANO C**  
Réussir les implants dentaires.  
Paris : Masson, 2006.
- 12. BASS SL et TRIPLETT RG.**  
The effects of preoperative resorption and jaw anatomy on implant success. A report of 303 cases.  
Clin Oral Implants Res 1991;**2**(4):193-198.
- 13. BERT M et MISSIKA P.**  
Les implants ostéo-intégrables.  
Paris : CdP, 1991.
- 14. BISCHOF M, NEDIR R, SZMUKLER-MONCLER S et coll.**  
Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing.  
Clin Oral Implants Res 2004;**15**(5):529-539.
- 15. BORONAT-LOPEZ A, PENARROCHA-DIAGO M, MARTINEZ-CORTISSOZ O et MINGUEZ-MARTINEZ I.**  
Resonance frequency analysis after the placement of 133 dental implants.  
Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006;**11**(3):E272-276.
- 16. BRÅNEMARK PI, ADELL R, HANSSON BO et coll.**  
Intra-osseous anchorage of dental prothèses. Experimental studies.  
Scand J Plastic Reconstr Surg 1969;**3**:81-100.
- 17. BRYANT SR.**  
The effects of age, jaw site, and bone condition on oral implant outcomes.  
Int J Prosthodont 1998;**11**(5):470-490. Review.
- 18. CAVEZIAN R, PASQUET G, BEL G et BALLER G.**  
Imagerie dento-maxillaire. Approche radio-clinique. 3<sup>e</sup> ed.  
Paris : Masson, 2006.
- 19. CORTET B et MARCHANDISE X.**  
Microarchitecture et résistance mécanique osseuse.  
Rev Rhum 2001;**68**:584-594.
- 20. COUJARD R, POIRIER J et RACADOT J.**  
Précis d'histologie humaine.  
Paris : Masson, 1980.
- 21. DA CUNHA HA, FRANCISCHONE CE, FILHO HN et DE OLIVEIRA RC.**  
A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading.  
Int J Oral Maxillofac Implants 2004;**19**(4):578-585.

22. **DALLE CARBONARE L, VALENTI MT, BERTOLDO F et coll.**  
Bone microarchitecture evaluated by histomorphometry.  
Micron 2005;**36**(7/8):609-616.
23. **DAVARPANA M et MARTINEZ H.**  
Manuel d'implantologie clinique.  
Paris : CdP, 2000.
24. **DAVARPANA M, JAKUBOWICZ-KOHN B, CRAMAN M et KEBIR-QUELIN M.**  
Les implants en odontologie.  
Paris : CdP, 2004.
25. **DERHAMI K, WOLFAARDT JF, FAULKNER G et GRACE M.**  
Assessment of the periotest device in baseline mobility measurements of craniofacial implants.  
Int J Oral Maxillofac Implants 1995;**10**(2):221-229.
26. **ERICSSON I, NILSON H, LINDH T et coll.**  
Immediate functional loading of Brånemark single tooth implants. An 18 months' clinical pilot follow-up study.  
Clin Oral Implants Res 2000;**11**(1):26-33.
27. **ESPOSITO M, HIRSCH JM, LEKHOLM U et THOMSEN P.**  
Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology.  
Eur J Oral Sci 1998;**106**(1):527-551.
28. **FANUSCU MI et CHANG TL.**  
Three-dimensional morphometric analysis of human cadaver bone: microstructural data from maxilla and mandible.  
Clin Oral Implants Res 2004;**15**(2):213-218.
29. **FAWCETT D et JENSH R.**  
Histologie. L'essentiel.  
Paris : Maloine, 2002.
30. **FOLLET H.**  
Caractérisation biomécanique et modélisation 3D par imagerie X et IRM haute résolution de l'os spongieux humain: évaluation du risque fracturaire.  
Thèse : 3<sup>ème</sup> cycle Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, Lyon, 2002.
31. **FRIBERG B, SENNERBY L, LINDEN B et coll.**  
Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study.  
Int J Oral Maxillofac Surg 1999;**28**(4):266-272.

- 32. FRIBERG B, SENNERBY L, MEREDITH N et LEKHOLM U.**  
A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study.  
Int J Oral Maxillofac Surg 1999;**28**(4):297-303.
- 33. FRIBERG B, SENNERBY L, ROOS J et coll.**  
Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs.  
Clin Oral Implants Res 1995;**6**(3):164-171.
- 34. FRIBERG B, SENNERBY L, ROOS J et LEKHOLM U.**  
Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens.  
Clin Oral Implants Res 1995;**6**(4):213-219.
- 35. GLAUSER R, RUHSTALLER P, WINDISCH S et coll.**  
Immediate occlusal loading of Brånemark System TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 4-year results of a prospective clinical study.  
Clin Implant Dent Relat Res 2005;**7**(suppl 1):S52-59.
- 36. GLAUSER R, SENNERBY L, MEREDITH N et coll.**  
Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants.  
Clin Oral Implants Res 2004;**15**(4):428-434.
- 37. GOLDBERG M.**  
Manuel d'histologie et de biologie buccale.  
Paris : Masson, 1997.
- 38. HILDEBRAND T, LAIB A, MULLER R et coll.**  
Direct Three-Dimensional Morphometric Analysis of Human Cancellous Bone: Microstructural Data from Spine, Femur, Iliac Crest, and Calcaneus.  
J Bone Miner Res 1999;**14**(7):1167-1174.
- 39. HUANG HM, LEE SY, YEH CY et LIN CT.**  
Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach.  
Clin Oral Implants Res 2002;**13**(1):65-74.
- 40. IVANOFF CJ, SENNERBY L et LEKHOLM U.**  
Influence of initial implant mobility on the integration of titanium implants. An experimental study in rabbits.  
Clin Oral Implants Res 1996;**7**(2):120-127.
- 41. JEMT T et LEKHOLM U.**  
Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption.  
Int J Oral Maxillofac Implants 1995;**10**(3):303-311.

**42. JOHANSSON P et STRID KG.**

Assessment of bone quality from cutting resistance measurements during implant surgery.

Int J Oral Maxillofac Implants 1994;**9**:279-288.

**43. KATRANJI A, MISCH K et WANG HL.**

Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers.

J Periodontol 2007;**78**(5):874-878.

**44. LACAN A.**

Nouvelle imagerie dentaire.

Paris : CdP, 1998.

**45. LECLERCQ E, KHAYAT P et MISSIKA P.**

Fiabilité des mesures verticales sur cliché panoramique lors de l'étude préliminaire.

Rev Odontostomatol 2002;**31**(1):5-17.

**46. LEKHOLM U et ZARB GA.**

Sélection et préparation du patient.

In : BRÅNEMARK P-I, ZARB GA et ALBREKTSSON T, eds. Prothèses ostéo-intégrées. L'ostéointégration en pratique clinique. 3<sup>e</sup> ed.

Chicago : Quintessence Publishing Co.,1985:199-209.

**47. LESPESSAILLES E et CHAPPARD C.**

Imagerie de la microarchitecture osseuse.

Rev Rhum 2006;**73**(5):435-443.

**48. MARTINEZ H, DAVARPANAH M, MISSIKA P et coll.**

Optimal implant stabilization in low density bone.

Clin Oral Implants Res 2001;**12**(5):423-432.

**49. MEREDITH N.**

Assessment of implant stability as a prognostic determinant.

Int J Prosthodont 1998;**11**(5):491-501.

**50. MEREDITH N, ALLEYNE D et CAWLEY P.**

Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis.

Clin Oral Implants Res 1996;**7**(3):261-267.

**51. MEREDITH N, BOOK K, FRIBERG B et coll.**

Resonance frequency measurements of implant stability *in vivo*. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla.

Clin Oral Implants Res 1997;**8**(3):226-233.

**52. MEREDITH N, SHAGALDI F, ALLEYNE D et coll.**

The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia.

Clin Oral Implants Res 1997;**8**(3):234-243.

- 53. MEYRUEIS P, CAZENAVE A et ZIMMERMANN R.**  
 Biomécanique de l'os. Application au traitement des fractures.  
 Encycl Méd Chir (Paris), Appareil locomoteur, 14-031-A-30, 2004.  
 EMC Rhumatol Orthop 2004;**1**(1):64-93.
  
- 54. MISCH CE.**  
 Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading.  
 Int J Oral Implantol 1990;**6**(2):23-31.
  
- 55. MISSIKA P, BENHAMOU-LAVNER A et KLEINFINGER-GOUTMANN I.**  
 Accéder à l'implantologie.  
 Paris : CdP, 2003.
  
- 56. MIYAMOTO I, TSUBOI Y, WADA E et coll.**  
 Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery—clinical, prospective, biomechanical, and imaging study.  
 Bone 2005;**37**(6):776-780.
  
- 57. MOLLY L.**  
 Bone density and primary stability in implant therapy.  
 Clin Oral Implants Res 2006;**17**(suppl 2):124-135.
  
- 58. MORRIS HE, OCHI S, CRUM P et coll.**  
 Bone density: its influence on implant stability after uncovering.  
 J Oral Implantol 2003;**29**(6):263-269.
  
- 59. NEDIR R, BISCHOF M, SZMUKLER-MONCLER S et coll.**  
 Predicting osseointegration by means of implant primary stability.  
 Clin Oral Implants Res 2004;**15**(5):520-528.
  
- 60. NIIMI A, OZEKI K, UEDA M et NAKAYAMA B.**  
 A comparative study of removal torque of endosseous implants in the fibula, iliac crest and scapula of cadavers: preliminary report.  
 Clin Oral Implants Res 1997;**8**(4):286-289.
  
- 61. NKENKE E, HAHN M, WEINZIERL K et coll.**  
 Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants.  
 Clin Oral Implants Res 2003;**14**(5):601-609.
  
- 62. NORTON MR et GAMBLE C.**  
 Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan.  
 Clin Oral Implants Res 2001;**12**(1):79-84.

- 63. O'SULLIVAN D, SENNERBY L et MEREDITH N.**  
Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study.  
Clin Implant Dent Relat Res 2000;**2**(2):85-92.
- 64. OLIVE J et APARICIO C.**  
Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability.  
Int J Oral Maxillofac Implants 1990;**5**(4):390-400.
- 65. O'SULLIVAN D, SENNERBY L, JAGGER D et MEREDITH N.**  
A comparison of two methods of enhancing implant primary stability.  
Clin Implant Dent Relat Res 2004;**6**(1):48-57.
- 66. PATTIJN V, JAECQUES SV, DE SMET E et coll.**  
Resonance frequency analysis of implants in the guinea pig model: influence of boundary conditions and orientation of the transducer.  
Med Eng Phys 2007;**29**(2):182-190.
- 67. POIRIER J, RIBADEAU DUMAS JL, CATALA M et coll.**  
Histologie :Les tissus. 3<sup>e</sup> ed.  
Paris : Masson, 2006.
- 68. RENOUEAU F et RANGERT B.**  
Prise de décision en pratique implantaire.  
Paris : Quintessence International, 2005.
- 69. SCHLIEPHAKE H, SEWING A et AREF A.**  
Resonance frequency measurements of implant stability in the dog mandible: experimental comparison with histomorphometric data.  
Int J Oral Maxillofac Surg 2006;**35**(10):941-946.
- 70. SENNERBY L et MEREDITH N.**  
Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration.  
Compend Contin Educ Dent 1998;**19**(5):493-498, 500, 502.
- 71. SENNERBY L et ROO J.**  
Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature.  
Int J Prosthodont 1998;**11**(5):408-420.
- 72. SENNERBY L, THOMSEN P et ERICSON LE.**  
A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone.  
Int J Oral Maxillofac Implants 1992;**7**(1):62-71.
- 73. SHAHLAIE M, GANTES B, SCHULZ E et coll.**  
Bone density assessments of dental implant sites: 1. Quantitative computed tomography.  
Int J Oral Maxillofac Implants 2003;**18**(2):224-231.



- 74. SHAPURIAN T, DAMOULIS PD, REISER GM et coll.**  
Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index.  
Int J Oral Maxillofac Implants. 2006;**21**(2):290-297.
- 75. SKYSCAN®**  
Les paramètres histomorphométriques.  
Aartselaar : Skyscan, 2004.
- 76. STEVENS A et LOWE J.**  
Histologie humaine. 3<sup>e</sup> ed.  
Paris : Elsevier, 2006.
- 77. STRAUMANN®**  
Osstell®mentor  
<http://www.straumann.com>
- 78. TADA S, STEGAROIU R, KITAMURA E et coll.**  
Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis.  
Int J Oral Maxillofac Implants 2003;**18**(3):357-368.
- 79. TAGUCHI A, TANIMOTO K, AKAGAWA Y et coll.**  
Trabecular bone pattern of the mandible. Comparison of panoramic radiography with computed tomography.  
Dentomaxillofac Radiol 1997;**26**(2):85-89.
- 80. TODISCO M et TRISI P.**  
Bone mineral density and bone histomorphometry are statistically related.  
Int J Oral Maxillofac Implants 2005;**20**(6):898-904.
- 81. TRICIO J, VAN STEENBERGHE D, ROSENBERG D et DUCHATEAU L.**  
Implant stability related to insertion torque force and bone density: An *in vitro* study.  
J Prosthet Dent 1995;**74**(6):608-612.
- 82. TURKYILMAZ I, TOZUM TF, TUMER C et OZBEK EN.**  
Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement.  
J Oral Rehabil 2006;**33**(12):881-888.
- 83. TURKYILMAZ I, TOZUM TF et TUMER C.**  
Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography.  
J Oral Rehabil 2007;**34**(4):267-72.
- 84. TURKYILMAZ I, TUMER C, OZBEK EN et TOZUM TF.**  
Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants.  
J Clin Periodontol 2007;**34**(8):716-722.

**85. ZIX J, KESSLER-LIECHTI G, MERICSKE-STERN R.**

Stability measurements of 1-stage implants in the maxilla by means of resonance frequency analysis: a pilot study.

Int J Oral Maxillofac Implants 2005;**20**(5):747-752.

## Table des illustrations

|                                                                                                                                                                                   |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figure 1 : Représentation schématique de la diaphyse d'un os long, montrant l'os cortical externe et l'os trabéculaire interne .....                                              | 8  |
| Figure 2 : Aspect de l'os compact (corticale vestibulaire) et de l'os trabéculaire, .....                                                                                         | 9  |
| Figure 3 : Aspect en MEB de deux systèmes haversiens. On peut observer les lamelles concentriques autour des canaux de Havers. Grossissement original x1000. ....                 | 10 |
| Figure 4 : Représentation tridimensionnelle des différences entre l'os réticulaire (A) et l'os lamellaire (B). ....                                                               | 10 |
| Figure 5 : Aspect en MEB d'un ostéoclaste en culture sur de la dentine de cachalot, .....                                                                                         | 12 |
| Figure 6 : Aspect en MEB de la surface osseuse, montrant l'emplacement d'ostéocytes .....                                                                                         | 13 |
| Figure 7: Schéma du cycle du remodelage osseux. ....                                                                                                                              | 14 |
| Figure 8 : Schéma descriptif des différentes étapes de la minéralisation de l'os .....                                                                                            | 16 |
| Figure 9 : Schéma du remodelage osseux, en fonction des contraintes mécaniques. ....                                                                                              | 17 |
| Figure 10 : Schéma de la cicatrisation osseuse. ....                                                                                                                              | 19 |
| Figure 11 : Etude de l'ultrastructure de l'interface entre l'os et le titane .....                                                                                                | 21 |
| Figure 12 : Classification de la résorption osseuse des maxillaires, .....                                                                                                        | 25 |
| Figure 13 : Classification de la qualité osseuse, .....                                                                                                                           | 26 |
| Figure 14 : Classification de Lekholm et Zarb, selon la localisation de l'édentement, .....                                                                                       | 27 |
| Figure 15 : Le panoramique dentaire. ....                                                                                                                                         | 29 |
| Figure 16 : Le bilan rétro-alvéolaire. ....                                                                                                                                       | 29 |
| Figure 17 : Les trois types d'images bidimensionnelles en scanner : coupes axiales (en rouge), reconstructions coronales (en bleu), reconstructions panoramiques (en jaune). .... | 30 |
| Figure 18 : Les reconstructions coronales sont utilisées pour étudier la zone d'implantation. ....                                                                                | 31 |
| Figure 19 : Les reconstructions panoramiques permettent d'avoir une vue d'ensemble des maxillaires. ....                                                                          | 31 |
| Figure 20 : Coupes transversales Scanora® au grossissement de 1,7. ....                                                                                                           | 34 |
| Figure 21 : Principe du « cone beam »      Figure 22 : Images obtenues par « cone beam » ....                                                                                     | 35 |
| Figure 23 : Images obtenues par microscanner : régions maxillaire et mandibulaire. ....                                                                                           | 37 |
| Figure 24 : Le système RFA. ....                                                                                                                                                  | 41 |
| Figure 25 : Enregistrement de la fréquence de résonance au pic du graphe représentant l'amplitude en fonction de la fréquence. ....                                               | 41 |
| Figure 26 : Le système Osstell®mentor. ....                                                                                                                                       | 42 |
| Figure 27 : Le Periotest®. ....                                                                                                                                                   | 46 |
| Figure 28 : Le système Osseocare®, mesurant le torque d'insertion. ....                                                                                                           | 48 |
| Figure 29: Contrôle de l'échauffement lors du forage : le seuil critique pour la nécrose du tissu osseux est une température de 47°, appliquée pendant une minute. ....           | 49 |
| Figure 30 : Contrôle des forces d'insertion lors de la mise en place de l'implant. ....                                                                                           | 50 |
| Figure 31 : Scanner multibarettes Sensation 16. ....                                                                                                                              | 57 |
| Figure 32 : Coupes coronales obtenues par scanner. ....                                                                                                                           | 57 |
| Figure 33 : Exemple de protocole de forage pour le système Ankylos®. ....                                                                                                         | 58 |
| Figure 34 : Système Smartpeg® pré-implantaire. ....                                                                                                                               | 59 |
| Figure 35 : Pose implantaire et mesure RFA à l'aide du système Osstell®mentor .....                                                                                               | 59 |
| Figure 36 : Section des échantillons. ....                                                                                                                                        | 61 |
| Figure 37 : Conservation des échantillons .....                                                                                                                                   | 61 |
| Figure 38 : Microscanner « Skyscan 1072 » .....                                                                                                                                   | 62 |
| Figure 39 : Régions d'intérêts .....                                                                                                                                              | 63 |
| Figure 40 : Structure en baguette et en assiette de l'os trabéculaire. ....                                                                                                       | 64 |

|                                                                                                                                                                                                          |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figure 41: Représentation du Trabecular Bone Pattern Factor (Tb.Pf) .....                                                                                                                                | 67 |
| Figure 42 : Fichier texte de calcul des paramètres histomorphométriques donné par le logiciel CT-AN.....                                                                                                 | 67 |
| Figure 43 : Repérage des sites implantaire .....                                                                                                                                                         | 68 |
| Figure 44 : Mise en évidence des valeurs aberrantes (en rouge).....                                                                                                                                      | 69 |
| Figure 45 : sujet 1      Figure 46 : sujet 2      Figure 47 : sujet3.....                                                                                                                                | 70 |
| Figure 48 : Résultats RFA obtenus pour chaque implant (P=palatin, L=lingual, V=vestibulaire).....                                                                                                        | 71 |
| Figure 49 (à gauche): Comparaison des valeurs RFA initiales palatines/linguales et des valeurs RFA initiales vestibulaires .....                                                                         | 72 |
| Figure 50 (à droite) : Représentation de Bland et Altman : différence des valeurs RFA initiales (vestibulaires –palatines) en fonction de leur moyenne .....                                             | 72 |
| Figure 51 (à gauche): Comparaison des valeurs RFA après implantation palatines/linguales et des valeurs RFA après implantation vestibulaires .....                                                       | 73 |
| Figure 52 (à droite) : Représentation de Bland et Altman : différence des valeurs RFA après implantation (vestibulaires –palatines) en fonction de leur moyenne.....                                     | 73 |
| Figure 53 : Comparaison des valeurs RFA initiales et des valeurs RFA après implantation...                                                                                                               | 74 |
| Figure 54 : Comparaison des valeurs RFA entre les sujets.....                                                                                                                                            | 75 |
| Figure 55 : Comparaison des valeurs RFA entre les sites maxillaires et mandibulaires.....                                                                                                                | 75 |
| Figure 56 : Comparaison des valeurs RFA entre les sites antérieurs et postérieurs.....                                                                                                                   | 76 |
| Figure 57 : Comparaison des valeurs RFA entre les deux types d'implants.....                                                                                                                             | 76 |
| Figure 58 : Comparaison de l'épaisseur de la corticale en fonction de sa situation.....                                                                                                                  | 81 |
| Figure 59 : Comparaison des différents paramètres osseux entre les sujets .....                                                                                                                          | 81 |
| Figure 60 : Comparaison des différents paramètres osseux entre les sites maxillaires et mandibulaires .....                                                                                              | 81 |
| Figure 61 : Comparaison des différents paramètres osseux entre les sites antérieurs et postérieurs .....                                                                                                 | 82 |
| Figure 62 : Corrélation entre les valeurs RFA et l'épaisseur de la corticale.....                                                                                                                        | 84 |
| Figure 63: Tableau récapitulatif des corrélations entre les valeurs RFA et les paramètres osseux .....                                                                                                   | 84 |
| Figure 64 (à gauche): Comparaison des mesures par scanner et par microscanner de l'épaisseur de la corticale .....                                                                                       | 85 |
| Figure 65 (à droite) : Représentation de Bland et Altman : différence des mesures de l'épaisseur de la corticale (mesures scanner – mesures microscanner) en fonction de la moyenne de ces mesures ..... | 85 |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |  |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--|
| <b>ROZE Julie - Architecture osseuse et stabilité implantaire : analyse pré-clinique</b><br>103 f. ; ill. ; tabl. ; 85 ref ; 30 cm. – (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2007). N°                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |  |
| <p><b>Résumé de la thèse :</b> Un des défis en implantologie est d’obtenir et de maintenir la stabilité de l’interface os-implant. Cet ouvrage rappelle les caractéristiques histologiques, physiologiques et mécaniques du tissu osseux, et présente les différentes méthodes d’imagerie permettant au praticien d’évaluer les conditions osseuses péri-implantaires. La deuxième partie est consacrée à la stabilité implantaire primaire, liée à la phase d’ancrage mécanique de l’implant dans le site préparé. A partir de 3 sujets anatomiques et de 22 implants, nous avons réalisé une étude cherchant à corrélér les mesures quantitatives de la stabilité implantaire données par le système Osstell®mentor, et les paramètres osseux établis par le scanner et le microscanner. Notre étude nous laisse penser que l’épaisseur de la corticale osseuse entourant l’implant aurait un rôle dominant dans la valeur de stabilité primaire.</p> |  |
| <b>Rubrique de classement :</b> Implantologie dentaire                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |  |
| <b>Domaine BIBLIODENT :</b> Implantologie                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |  |
| <b>Mots-clés MeSH :</b> Implant dentaire ; Dental implant – Os ; Bone and bones – Tomodensitométrie ; Tomography scanners, X-Ray computed                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |  |
| <b>Mots-clés Bibliodent :</b> Implantologie - Tissu osseux - Imagerie, Tomodensitométrie                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |  |
| <b>Jury :</b> <p><i>Président</i>            Monsieur le Professeur Olivier LABOUX</p> <p><i>Assesseur</i>           Monsieur le Docteur Pierre LAYROLLE</p> <p><u>Directeurs de thèse</u>    <u>Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT</u></p> <p>                                 <u>Monsieur le Docteur Afchine SAFFARZADEH</u></p>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |  |
| <b>Adresse de l’auteur :</b> 16 rue Jean-Jacques Rousseau, 44 000 Nantes<br>julie-roze@hotmail.fr                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |  |